



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID
FACULTAD DE CIENCIAS
Departamento de Física Aplicada

**CALIBRACIÓN NUMÉRICA DE DETECTORES DE GERMANIO
MEDIANTE EL USO DE MANIQUÍES TOMOGRÁFICOS Y
MÉTODOS DE MONTE CARLO.
APLICACIÓN A LA EVALUACIÓN DE ^{241}Am EN HUESO.**

MONTSERRAT MORALEDA CHAVES

TESIS DOCTORAL

Madrid, 2007



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID
FACULTAD DE CIENCIAS
Departamento de Física Aplicada

**CALIBRACIÓN NUMÉRICA DE DETECTORES DE GERMANIO
MEDIANTE EL USO DE MANIQUÍES TOMOGRÁFICOS Y
MÉTODOS DE MONTE CARLO.
APLICACIÓN A LA EVALUACIÓN DE ^{241}AM EN HUESO.**

Montserrat Moraleda Chaves

Memoria presentada para optar al grado de Doctor por la Universidad Autónoma de Madrid.

Director de Tesis:
José María Gómez Ros

Madrid, 2007



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID
FACULTAD DE CIENCIAS
Departamento de Física Aplicada

**CALIBRACIÓN NUMÉRICA DE DETECTORES DE GERMANIO
MEDIANTE EL USO DE MANIQUÍES TOMOGRÁFICOS Y
MÉTODOS DE MONTE CARLO.
APLICACIÓN A LA EVALUACIÓN DE ^{241}Am EN HUESO.**

Montserrat Moraleda Chaves

Memoria presentada para optar al grado de Doctor por la Universidad Autónoma de Madrid.

Director de Tesis:
José María Gómez Ros

Madrid, 2007



Ciemat Centro de Investigaciones
Energéticas, Medioambientales
y Tecnológicas.

A Nacho.

A mi familia.

A mis amigos.

Gracias por animarme.

AGRADECIMIENTOS

La elaboración de esta Tesis no se debe solamente a mi esfuerzo personal sino que ha sido fruto de la ayuda de muchas personas que han contribuido de un modo u otro y a las que debo mi agradecimiento.

A mi Director de Tesis, José María Gómez Ros, por todo el esfuerzo y tiempo invertido en la realización de este trabajo y en su supervisión. Por animarme a hacerlo y facilitarme el camino.

A Antonio Delgado, responsable de la Unidad de Dosimetría de Radiaciones de Ciemat, por acogerme en su grupo de trabajo cuando “llamé a su puerta” y haber impulsado nuestra dedicación al campo de la dosimetría numérica.

A Maria Antonia, por sus explicaciones sobre el CRC y toda su aportación experimental a este trabajo. Por su buena disposición a trabajar y sus ganas y empeño en que todo salga bien.

A Luís Núñez, Jefe del Servicio de Radiofísica del Hospital Puerta de Hierro de Madrid, por atender desinteresadamente nuestras peticiones de tomografías de maniqués imprescindibles para nuestro trabajo.

A Miguel por su apoyo tanto informático como moral. Por ayudarme con todos los problemas que me han surgido siempre a lo largo del trabajo.

A Pepe y Carmen, por su inestimable ayuda durante mis primeros años en Ciemat. Los primeros en animarnos a todos a hacer una tesis y sin los que hoy no estaría trabajando aquí.

A mis compañeras, Milagros, Cristina, Inma, Isaura, Alla... por contribuir y favorecer los buenos ratos en el ámbito personal. Por los ánimos y apoyo durante todo este tiempo. Como habéis ido antes que yo ya sabéis lo que es esto...

Al Departamento de Física Aplicada de la UAM, por apoyar este trabajo y contribuir a su presentación en esta Universidad.

A mi familia, y especialmente a mis padres y mi marido, que siempre se han preocupado porque no dejara este camino sin acabar. Su apoyo y ánimo son los principales responsables de que haya llegado hasta aquí.

A mis amigos por escucharme y animarme en los malos momentos y por estar conmigo para disfrutar los buenos.

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN.....	1
1.1.	Marco de protección radiológica e implicaciones para dosimetría interna	4
1.2.	Objetivos del trabajo y descripción de la memoria	8
2.	DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DE LA CONTAMINACIÓN INTERNA POR AMERICIO MEDIANTE MEDIDA DIRECTA (<i>IN-VIVO</i>)	11
2.1.	Contaminación interna por Americio	12
2.1.1.	Incorporación de radionucleidos al organismo	12
2.1.2.	Americio	14
2.1.3.	Riesgo de contaminación por Americio	15
2.2.	Evaluación dosimétrica en caso de contaminación interna	17
2.3.	Medida directa de la radiación	22
2.3.1.	Contador de Radiactividad Corporal (CRC)	28
2.3.2.	Calibración del sistema de medida	33
2.3.3.	Utilización de maniqués antropomórficos para calibración experimental.....	35
2.3.4.	Maniqués de calibración para medida de ^{241}Am en esqueleto	37
3.	CALIBRACIÓN NUMÉRICA MEDIANTE MANIQUÉS TOMOGRÁFICOS Y MÉTODOS DE MONTE CARLO	41
3.1.	Métodos de Monte Carlo	42
3.2.	Calibración numérica. Simulación del proceso de detección.....	45
3.2.1.	Simulación del proceso de detección	46
3.2.2.	Etapas del proceso de calibración numérica y cálculo de la actividad....	50
3.3.	Maniqués numéricos.....	54
3.3.1.	Maniqués matemáticos	54
3.3.2.	Maniqués tomográficos	56
3.3.3.	Construcción de maniqués a partir de imágenes tomográficas segmentadas	61
3.3.4.	Construcción de maniqués mediante segmentación de imágenes tomográficas.....	64
3.3.5.	Maniqués tomográficos para simulación por Monte Carlo. Generación automática del archivo de entrada para MNCP/MCNPX	71

3.4.	Cálculo de incertidumbres	73
3.5.	Sistemas y programas informáticos utilizados	75
3.5.1.	Código de Monte Carlo: MCNPX	76
3.5.2.	Código Sabrina	77
3.5.3.	ImageJ	78
3.5.4.	Mathematica/Humorap	78
4.	SIMULACIÓN NUMÉRICA DE DETECTORES DE GERMANIO PARA MEDIDA DE FUENTE PUNTUAL	81
4.1.	Simulación numérica de los detectores	81
4.2.	Evaluación de la respuesta del detector	86
4.3.	Medida de fuente puntual de ^{241}Am	91
5.	CALIBRACIÓN NUMÉRICA PARA LA MEDIDA DE ^{241}Am EN CRÁNEO	101
5.1.	Maniquí numérico de cráneo	101
5.2.	Cálculo de la eficiencia de detección y optimización de la geometría de medida	104
5.2.1.	Optimización de la geometría de medida	109
5.3.	Análisis de los factores de influencia	110
5.3.1.	Estudio de sensibilidad del posicionamiento del sistema de detección	111
5.3.2.	Efecto de la variación de los materiales	114
5.3.3.	Influencia de la morfología. Construcción de maniqués de distinta edad	118
6.	CALIBRACIÓN NUMÉRICA PARA LA MEDIDA DE ^{241}Am EN RODILLA	123
6.1.	Maniquí numérico de rodilla	123
6.1.1.	Maniquí de rodilla Zubal	123
6.1.2.	Maniquí de rodilla Spitz	124
6.2.	Cálculo de la eficiencia de detección y optimización de la geometría de medida	125
6.2.1.	Optimización de la geometría de medida	125
6.2.2.	Cálculo de la eficiencia numérica	128
6.2.3.	Comparación de espectros	130
6.3.	Análisis de los factores de influencia	131
6.3.1.	Influencia de la morfología del maniquí de calibración	131
6.3.2.	Efecto del aire en el interior del maniquí	132
6.3.3.	Influencia de la resolución de las imágenes en la calibración numérica	134

6.3.4. Influencia del modelo de transporte de la radiación.....	136
7.EFECTO DE LA DISTRIBUCIÓN DEL CONTAMINANTE EN EL CUERPO ..	139
7.1. Estudio biocinético del ^{241}Am	139
7.2. Eficiencia de detección para la medida de rodilla en caso de distribución de ^{241}Am en la superficie ósea	145
7.3. Medida de ^{241}Am en torax. Influencia del esqueleto en las medidas de pulmón	147
8. CONCLUSIONES	149
9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	153
PUBLICACIONES DERIVADAS DE ESTE TRABAJO	167
APÉNDICE I: magnitudes y unidades en dosimetría y protección radiológica	171
APÉNDICE II: modelo biocinético del ^{241}Am	177
APÉNDICE III: código de Monte Carlo MCNPX	187
APÉNDICE IV: ejemplo de sintaxis del archivo de entrada para MCNPX correspondiente a un maniquí tomográfico	209
APÉNDICE V: macros de ImageJ para segmentación y análisis de imágenes	213

1. INTRODUCCIÓN

El desarrollo científico y tecnológico ha dado lugar a multitud de beneficios para la sociedad, pero al mismo tiempo, ha sido responsable de la aparición de nuevos factores de riesgo para la salud, como son los derivados del uso de las radiaciones ionizantes. La necesidad de conjugar el aprovechamiento de los beneficios científico-técnicos con la minimización de posibles perjuicios ha conducido al desarrollo de diversas disciplinas de protección del individuo y el medio ambiente, dentro de las cuales se enmarca la protección radiológica cuyo, papel es el de estimar los riesgos derivados de la utilización de las radiaciones y asegurar su compatibilidad con la seguridad para las personas y el entorno.

La protección de los trabajadores con riesgo de exposición por motivos profesionales a las radiaciones ionizantes, así como la protección del público en caso de accidente, son parte esencial de la protección radiológica, y dentro de ésta, la dosimetría de radiaciones es una herramienta básica con la que evaluar la “cantidad” (dosis) de radiación para comprobar y asegurar que éstas se mantienen dentro de los márgenes establecidos por las reglamentaciones pertinentes.

Dentro de la dosimetría se distinguen dos campos bien diferenciados: la dosimetría de la radiación externa y la dosimetría de la radiación interna. La primera trata aquellas situaciones en las que la irradiación ocurre por fuentes externas al organismo. En la mayoría de los casos, se dispone de dispositivos dosimétricos capaces de estimar la dosis de manera prácticamente directa. La dosimetría interna es necesaria en aquellas situaciones en la que el individuo ha incorporado la sustancia radiactiva a su organismo, produciéndose la irradiación a los órganos desde el interior del cuerpo.

La dosimetría interna presenta unas características especiales como son: la distribución inhomogénea del contaminante en el cuerpo, el distinto comportamiento de cada compuesto químico y el hecho de que las dosis no se pueden medir directamente y además se prolongan durante toda la vida de la persona. Por ello, la evaluación de la dosis recibida conlleva un alto grado de dificultad y necesita una metodología adecuada

a cada situación que garantice unos resultados fiables. Este es un campo abierto a la investigación en el que los resultados de aplicación práctica a las evaluaciones dosimétricas repercuten directamente en la mejora del sistema de protección radiológica y en la confianza de la población en general en los trabajos relacionados con las aplicaciones de la radiación.

La evaluación dosimétrica personal asociada a la contaminación por incorporación de radionucleidos al interior del organismo puede realizarse, en determinados casos, mediante la medida directa (*in-vivo*) de la radiación con detectores externos al cuerpo. Esta medida permite cuantificar la actividad retenida en el organismo o en un cierto órgano en un momento dado y a partir de esa actividad, estimar la incorporación inicial utilizando los modelos metabólicos adecuados que describan el comportamiento de los radionucleidos en el cuerpo. La medida directa del contenido en radionucleidos representa una estimación adecuada y rápida de la actividad retenida, pero es sólo posible cuando se trata de radiación que puede escapar del cuerpo y ser detectada externamente. Además, las medidas de radionucleidos emisores de baja energía han de ser realizadas en estancias blindadas, equipadas con sistemas de detección muy sensibles con los que alcanzar los límites de dosis establecidos por las reglamentaciones vigentes.

La correcta calibración del sistema de medida es una de las tareas cruciales de las técnicas de medida *in-vivo* de la radiación. El perfeccionamiento de las técnicas de medida requiere, no solo mejorar los equipos de detección para conseguir disminuir los límites de detección, sino obtener valores más precisos de los factores de calibración que conlleven una mejor estimación de la actividad retenida en el organismo y una reducción de la incertidumbre asociada, [Andrasi 2005].

Convencionalmente, la calibración del sistema de detección requiere el uso de maniqués antropomórficos con una contaminación conocida que permita correlacionar la medida realizada con el contenido en radionucleidos del cuerpo para una geometría de medida específica. La utilización de estos maniqués de calibración constituye la principal fuente de incertidumbre en el proceso de calibración debido a las diferencias con la anatomía de un ser humano real. Además, en muchos casos, y por razones

técnicas de fabricación, dichos maniquíes representan sólo de forma aproximada la anatomía humana y la distribución del contaminante en el cuerpo. Esto es particularmente importante cuando se trata de emisores de fotones de baja energía, cuya atenuación en los tejidos es muy alta.

En consecuencia, una calibración específica para todas las condiciones reales de medida requiere un número considerable de maniquíes antropomórficos que simulen las diferentes constituciones corporales de cada individuo y los posibles radionucleidos y distribución de los mismos.

Como alternativa, los avances realizados en técnicas para la obtención de imágenes tridimensionales del cuerpo (tomografía computerizada, resonancia magnética nuclear) han permitido el desarrollo de maniquíes virtuales realistas que ofrecen ventajas significativas en términos de flexibilidad y facilidad de uso. El uso combinado de técnicas de análisis de imágenes, [Sezgin, Sankur 2004], con las que desarrollar maniquíes numéricos del cuerpo humano, [Phipps 2001], y métodos de Monte Carlo, [CRD 2004], [Siebert 1997], para simular el transporte e interacción de la radiación en geometrías complejas, permite simular la distribución del radionucleido, el transporte de radiación y el proceso de detección en una gran cantidad de aplicaciones dentro del campo de la detección de la radiación.

El presente trabajo se centra en la utilización de técnicas numéricas, en particular, los métodos de Monte Carlo aplicados sobre maniquíes realistas del cuerpo contruidos a partir de imágenes médicas, con el fin de mejorar el proceso de calibración de los detectores empleados en la medida *in-vivo* de la radiación. En concreto, se analiza la utilización de dichas técnicas numéricas para la optimización de la geometría de medida y la evaluación de la eficiencia de detección. Además se estudian las distintas componentes de la incertidumbre en el resultado de la calibración asociadas a errores de posicionamiento de los detectores, a la definición de los materiales, a las diferencias anatómicas entre los maniquíes y a la distribución del radionucleido en el organismo. Este método numérico no pretende reemplazar los maniquíes convencionales físicos de calibración, sino complementarlos con un procedimiento rápido, versátil y de bajo coste.

La presente Tesis Doctoral es consecuencia de la línea de investigación desarrollada en los últimos años por el Grupo de Dosimetría Numérica de la Unidad de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT [Gómez Ros et al. 2003; Moraleda et al. 2004; Moraleda et al. 2005; Gómez Ros et al. 2007a; Gómez Ros et al. 2007b; Moraleda et al. 2007] y su aplicación experimental en el Contador de Radiactividad Corporal (CRC) del Servicio de Dosimetría Personal Interna ha permitido poner a punto técnicas de medida *in-vivo* de Americio depositado en hueso. Esta técnica de medida supone una línea totalmente novedosa en nuestro país, siendo el laboratorio del CRC el único en España acreditado para llevar a cabo dichas medidas *in-vivo* para radionucleidos emisores de fotones de baja energía.

Así mismo, parte de los resultados presentados forman parte de la comparación internacional organizada por CIEMAT (España), CEA (Francia), ENEA (Italia), GSF (Alemania) e IRSN (Francia) sobre simulación por Monte Carlo de medidas *in-vivo* de Americio en un maniquí de rodilla, dentro de la acción concertada del 6º Programa Marco de Investigación de la Unión Europea CONRAD (A Coordinated Network for Radiation Dosimetry, FP6-12684) y las actividades de EURADOS (European Radiation Dosimetry Group) en dosimetría numérica y dosimetría interna [Gómez Ros et al. 2007a].

1.1. MARCO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA E IMPLICACIONES PARA DOSIMETRÍA INTERNA

Como consecuencia de la potencial aparición de efectos perjudiciales sobre la salud, se establece un sistema de protección radiológica para su aplicación en todas las actividades en las cuales las personas están expuestas a la radiación. El sistema de protección radiológica trata de minimizar las consecuencias adversas de la exposición a radiaciones ionizantes, eliminando o reduciendo toda exposición injustificada.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), reconstituida con este nombre en 1950 sobre la base de una comisión análoga fundada en 1928, se creó con el objetivo de establecer un sistema de protección radiológica fundamentado en los

conocimientos científicos sobre los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes y su riesgo potencial sobre la salud. ICRP es una organización científica no gubernamental de carácter consultivo cuyas conclusiones se publican en forma de recomendaciones que sirven de guía para establecer los criterios adecuados de protección frente a la exposición a radiaciones. Aunque estas recomendaciones no son de obligado cumplimiento, han constituido una base sólida para las normas reguladoras de la mayoría de los países de acuerdo con sus prácticas y políticas habituales.

El sistema de protección radiológica aceptado a nivel internacional está sometido a una permanente evolución en función de los avances en el conocimiento y la experiencia adquirida en la aplicación práctica del mismo. El marco de protección radiológica, [ICRP60 1990], está proyectado para evitar la aparición de efectos deterministas, manteniendo las dosis por debajo de umbrales significativos, y para asegurar que se toman todas las medidas razonables para reducir la probabilidad de aparición de efectos estocásticos. En él se proporcionan las recomendaciones y criterios aplicables a las diversas situaciones que requieren protección.

El sistema de protección radiológica distingue tres tipos de exposiciones según la relación entre la fuente y las personas:

- Exposición ocupacional. Es la recibida en el lugar de trabajo y principalmente como consecuencia del trabajo.
- Exposición médica. Cuando es consecuencia de tratamientos o diagnóstico.
- Exposición del público, que comprende el resto de casos.

También distingue dos tipos de situaciones desde el punto de vista de controlar las causas que originan la exposición a las personas, y son:

- Prácticas, que son actividades planificadas que conducen a un incremento o probabilidad de incrementar la exposición de los trabajadores o la población al introducir una nueva fuente de radiación.
- Intervenciones, que son las actividades dirigidas a reducir la actividad existente como consecuencia de un accidente, una práctica del pasado o una situación de exposición a la radiación natural especialmente significativa.

Esta distinción entre prácticas e intervenciones es muy importante, puesto que los criterios de protección a aplicar son distintos.

El sistema de protección en prácticas se basa en tres principios:

- Justificación. Ninguna práctica debe ser autorizada a menos que proporcione suficiente beneficio como para compensar el detrimento por la radiación que produce.
- Optimización. Para mantener el riesgo tan bajo como sea razonablemente posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales.
- Limitación. La exposición resultante de todas las prácticas debe estar sujeta a unos límites de dosis individual que aseguren que ningún individuo se verá expuesto a riesgos de irradiación inaceptables en condiciones normales.

En intervenciones, y puesto que no es posible actuar sobre las causas que generan la exposición a las personas, sólo es posible tomar medidas para reducirla. En este caso únicamente aplican los principios de justificación (la intervención sólo tendrá lugar si supone mayor beneficio que perjuicio) y optimización (que implica que la forma, escala y duración de la intervención deberán optimizarse de modo que el beneficio neto de la reducción de dosis sea máximo).

Los requisitos y orientaciones dirigidos a cumplir los objetivos y aplicar los principios de seguridad y protección radiológica se establecen en el anteriormente mencionado informe ICRP60, al que siguen otras recomendaciones internacionales como las normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación, [IAEA 1997], del Organismo Internacional de la Energía Atómica, en base a las recomendaciones de ICRP.

La exposición ocupacional a la radiación ionizante puede ocurrir en una diversidad de industrias, centros médicos y de investigación e instalaciones del ciclo del combustible nuclear. La protección radiológica adecuada de los trabajadores es esencial para el uso seguro y aceptable de la radiación y sus bases se detallan en [ICRP75 1997], [IAEA 1999a] y [IAEA 1999b].

Las recomendaciones y criterios que emanan de estos organismos internacionales han dado lugar a modificaciones importantes en la normativa de protección radiológica, resultando en la directiva 96/29/EURATOM, [Euratom 1996], en la que se establecen las bases de las normas de protección radiológica que deben regir en los estados miembros de la Unión Europea.

España transpone la normativa europea a su propia normativa y recoge en su Reglamento sobre protección sanitaria contra las radiaciones ionizantes, [RD 2001], las normas de protección del individuo, ya se trate de trabajadores profesionalmente expuestos o miembros del público, contra los riesgos que resultan del uso de las radiaciones ionizantes. En este reglamento se señalan los niveles de dosis y contaminación máximas admisibles compatibles con una seguridad adecuada, y los principios fundamentales de protección. El límite de dosis efectiva para trabajadores es de 100 mSv durante todo período de cinco años oficiales consecutivos, sujeto a una dosis efectiva máxima de 50 mSv/año. El límite de dosis efectiva para los miembros del público es de 1 mSv/año. Además, hay límites anuales de dosis equivalente en algunos órganos (cristalino, piel, extremidades).

Cuando la exposición pueda ser debida tanto a irradiación externa como interna, el límite anual aplica a la suma de la dosis efectiva debida a la irradiación externa y la dosis efectiva comprometida debido a la incorporación que ha tenido lugar en ese año.

Para exposición interna, se recomienda un valor máximo de dosis efectiva comprometida de 20 mSv por año como control para dicha incorporación.

Garantizar el cumplimiento de los límites de dosis establecidos requiere medidas de control y vigilancia para prevenir la exposición de los trabajadores profesionalmente expuestos, tales como: la clasificación de los lugares de trabajo y de los trabajadores en función de los riesgos, la vigilancia radiológica de los lugares (dosimetría de área) y los trabajadores (dosimetría personal) y los controles de las dosis recibidas en la realización de los distintos trabajos. Los programas de vigilancia contemplan las medidas de rutina de contaminación interna, para garantizar unos niveles de seguridad aceptables en el puesto de trabajo, así como las medidas especiales, en caso de incidentes.

Las magnitudes y unidades utilizadas en los cálculos de dosis se detallan en el Apéndice I.

1.2. OBJETIVOS DEL TRABAJO Y DESCRIPCIÓN DE LA MEMORIA

El objetivo fundamental de este trabajo de investigación ha sido el desarrollo de un método de calibración de detectores de germanio utilizados para la medida *in-vivo* de la radiación basado en el uso de métodos de Monte Carlo y maniqués matemáticos generados a partir de imágenes tomográficas. Este objetivo se ha desarrollado esencialmente en los siguientes aspectos:

- Desarrollo de una técnica para la construcción de maniqués numéricos realistas a partir de imágenes de tomografía computerizada. Adaptación de dichos maniqués para su utilización con el código de Monte Carlo para la simulación de transporte de radiación MCNPX.
- Simulación del sistema experimental de medida basado en detectores de germanio.
- Utilización del método para la optimización de la disposición geométrica de los detectores.
- Aplicación del método a la evaluación de ^{241}Am en hueso mediante medidas *in-vivo* en cabeza y rodilla realizadas en el laboratorio del CRC del Servicio de Dosimetría Interna del CIEMAT.
- Análisis de las variables que pueden resultar en incertidumbres asociadas al proceso de calibración.

La memoria presentada consta de una serie de capítulos cuyo contenido se resume a continuación.

En el capítulo 2 se detallan las características de la contaminación interna y las situaciones que pueden implicar un cierto riesgo de contaminación por Americio. Después se describe el proceso de evaluación dosimétrica de la contaminación interna y se profundiza en la descripción de las técnicas de medida directa de la radiación. A continuación se detallan las prestaciones del sistema experimental de medida del

laboratorio del CRC empleado para la detección de fotones de baja energía, el procedimiento de calibración experimental y los maniqués de calibración utilizados para la medida de ^{241}Am en hueso.

El capítulo 3 se dedica al desarrollo del procedimiento de calibración numérica de detectores empleados para medida *in-vivo*, que se basa en el uso de métodos de Monte Carlo con los que se simula el proceso de detección de la radiación emitida por el cuerpo. Se describe la construcción de maniqués numéricos a partir de imágenes tomográficas, así como las aplicaciones informáticas desarrolladas para poner a punto el procedimiento numérico.

En el capítulo 4 se analiza el proceso de simulación detallada del detector mediante la comparación de los resultados para fuentes sencillas. Además se ha analizado la respuesta del detector en base al estudio del espectro de pulsos obtenido para radiaciones de fotones monoenergéticos.

En los capítulos 5 y 6 se presentan los resultados de optimización y cálculo de eficiencias de detección para medidas de ^{241}Am en cabeza y rodilla y las comparaciones con las medidas experimentales llevadas a cabo en el laboratorio. También se analiza el efecto de una serie de factores sobre el resultado de la eficiencia.

En el capítulo 7 se analizan algunas consecuencias derivadas del hecho de que el contaminante se distribuye por el cuerpo a lo largo del tiempo y cómo afecta al resultado de la medida la localización de dicho contaminante.

Finalmente, en el capítulo 8 se exponen las conclusiones derivadas de este estudio.

Las publicaciones y presentaciones a congresos derivadas de este trabajo de investigación se enumeran en el capítulo 9, junto con las referencias bibliográficas consultadas en la elaboración de la memoria.

Una serie de apéndices describen algunos aspectos que pueden ser de interés, como las magnitudes empleadas en protección radiológica, el modelo biocinético del ^{241}Am , los

detalles del código de Monte Carlo MCNPX y del fichero de entrada de datos y las macros de ImageJ desarrolladas para el tratamiento de las imágenes tomográficas.

2. DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DE LA CONTAMINACIÓN INTERNA POR AMERICIO MEDIANTE MEDIDA DIRECTA (*IN-VIVO*)

A lo largo de este capítulo se expone la problemática de la contaminación interna por Americio y cuáles son las posibles técnicas de medida utilizadas para su evaluación dosimétrica.

A continuación se detalla la técnica de medida directa, o *in-vivo*, de la radiación, considerándose aspectos relativos a los detectores, geometrías de medida e incertidumbres asociadas al proceso de evaluación experimental.

El Contador de Radiactividad Corporal (CRC) utilizado en CIEMAT para este tipo de medidas se describe, haciendo hincapié en el sistema de detección de baja energía, que consiste en una serie de detectores de germanio tipo Low Energy.

La calibración del sistema de detección es la base de la medida *in-vivo* y se realiza a partir de medidas de maniqués antropomórficos con contaminación conocida repartida en su interior. Los maniqués de calibración utilizados en el laboratorio para la medida de ^{241}Am depositado en esqueleto se detallan en el último apartado.

Las medidas experimentales realizadas por el grupo del laboratorio del CRC con estos maniqués han sido utilizadas para la validación del método numérico de calibración de detectores.

2.1. CONTAMINACIÓN INTERNA POR AMERICIO

2.1.1. Incorporación de radionucleidos al organismo

La contaminación interna de personas ocurre por la incorporación de radionucleidos al interior del organismo. Las principales vías de entrada son la inhalación de partículas radiactivas en suspensión o aerosoles y la ingestión de sustancias contaminadas, aunque también puede ocurrir a través de heridas o por absorción a través de la piel. En general, la vía de inhalación es la considerada más importante desde el punto de vista de la incorporación efectiva al organismo, especialmente en el caso de trabajadores profesionalmente expuestos.

Por la forma en que tiene lugar la incorporación, ésta puede ser aguda, cuando es una incorporación única durante un tiempo muy corto y que se considera instantánea, o crónica, cuando la incorporación ocurre durante un determinado intervalo de tiempo.

Tras la incorporación del contaminante, éste se deposita en diferentes partes de las vías de entrada (pulmón, tubo digestivo, epidermis o la propia herida), desde donde sufre procesos de absorción hacia los líquidos extracelulares, sangre y linfa. La cinética de absorción depende sobre todo de la forma química en la que se presente el compuesto. Cuando el radionucleido se encuentra en los fluidos extracelulares puede difundirse en el organismo (y se habla de contaminación sistémica), depositarse en aquellos órganos o tejidos para los cuales presenta una especial afinidad, o bien eliminarse por los riñones, intestino, pulmones o piel. La evolución de la cantidad de radionucleido existente en el cuerpo está descrita por una función de retención específica con una componente biológica y otra componente radiológica debida al decaimiento radiactivo. La excreción es el porcentaje de eliminación del contenido total de un radionucleido por todas las rutas combinadas de eliminación, esencialmente orina y heces. La Figura 1 resume las vías de incorporación, transferencia y excreción, [ICRP78 1998].

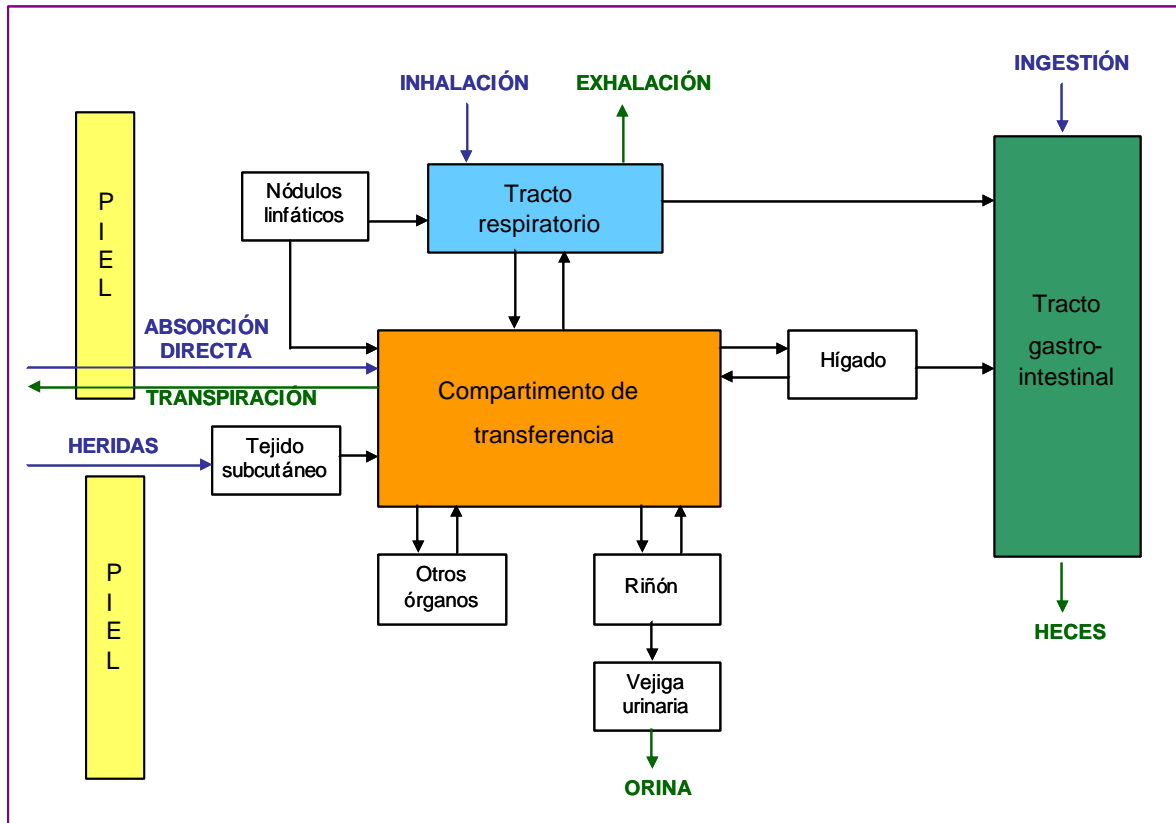


Figura 1. Vías de incorporación, transferencia y excreción.

El hecho de que la fuente de radiación haya sido incorporada al organismo hace que las técnicas de medida y de cálculo de dosis sean totalmente diferentes a cuando la fuente de exposición es externa. La determinación de dosis efectivas internas requiere considerar tanto los aspectos inherentes al individuo y los mecanismos por los que el radionucleido se incorpora, como las particularidades del propio radionucleido y sus características físico-químicas. La contaminación interna será diferente según sean las características siguientes:

- Radionucleido incorporado: tipo de emisor, periodo de semidesintegración y actividad específica. El riesgo radiológico de un material radiactivo depende de la naturaleza de la radiación emitida en la desintegración. También la vida media biológica efectiva es un parámetro importante puesto que indica el tiempo necesario para que la cantidad de un radionucleido depositado en un órgano se reduzca a la mitad debido a procesos biológicos.
- Forma físico-química del compuesto. La composición química determinará el tipo de cinética de absorción que puede ser rápida, moderada o lenta, lo cual

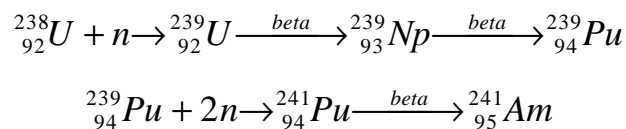
supone distintos tiempos de transferencia a sangre. El tamaño aerodinámico de las partículas en caso de inhalación hace que el depósito en el aparato respiratorio varíe.

- Vía de entrada: por inhalación, ingestión, a través de heridas o por absorción a través de la piel.
- Características del propio individuo contaminado. El sexo, edad, estado físico, costumbres, etc, determinan el comportamiento de los mecanismos biológicos y fisiológicos de defensa.

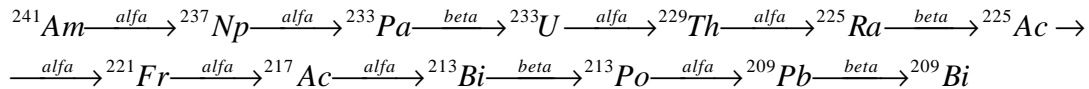
2.1.2. Americio

La familia de los Actínidos está formada por quince elementos químicos con número atómico comprendido entre 89 y 103. El Actinio, Torio, Protactinio y Uranio, son los únicos elementos de la serie de los Actínidos que se encuentran en la naturaleza en una extensión significativa. Los Actínidos con número atómico superior al del Uranio (92) se llaman elementos Transuránidos, son todos radiactivos y producidos por la mano del hombre por bombardeo de neutrones o iones pesados.

El Americio (número atómico 95) es producido artificialmente por reacciones de captura neutrónica por parte de isótopos de Plutonio, el cual se produce a su vez, como resultado de reacciones neutrónicas que tienen lugar en el combustible de Uranio de los reactores nucleares. De sus 16 isótopos conocidos el predominante es el ^{241}Am . El diagrama de reacciones neutrónicas que dan origen al ^{241}Am es el siguiente:



Este isótopo tiene una vida media de 432,7 años y decae emitiendo una partícula alfa y posterior radiación gamma dando lugar a ^{237}Np que también es radiactivo. La cadena de desintegración termina en el isótopo estable ^{209}Bi :



La radiación alfa son partículas cargadas integradas por dos protones y dos neutrones. Debido a su considerable masa no pueden recorrer más que un par de centímetros en el aire y no pueden atravesar la epidermis. Sin embargo, cuando la sustancia emisora de partículas alfa se introduce en el organismo, libera toda su energía en las células circundantes proporcionando una dosis interna al tejido.

Es un elemento bastante insoluble (aunque se solubiliza por procesos químicos y biológicos) y tóxico. Puede pasar al cuerpo humano por ingestión o inhalación y en su mayor parte es eliminado, pero una parte es absorbido a la sangre y se fija principalmente en el hígado y el esqueleto, donde permanecerá largos periodos de tiempo (la vida media de retención biológica es de 20-50 años). En el esqueleto, se deposita preferentemente en la superficie ósea, por lo que se encontrará en los huesos que presentan una mayor proporción de área superficial, es decir, las extremidades de los huesos largos, las vértebras y el cráneo.

Las características del radionucleido limitan y establecen los procesos de absorción, distribución y depósito que tienen lugar tras la incorporación, y por tanto, condicionan la tipología y la dimensión de la contaminación interna. El modelo biocinético del Americio recomendado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), que describe el comportamiento de este contaminante en el cuerpo en función del tiempo, se detalla en el Apéndice II.

2.1.3. Riesgo de contaminación por Americio

El Americio se usa en detectores de humo, dispositivos de diagnóstico médico, investigación, sensores, medidores de espesores en la industria, etc, y está presente en determinadas actividades relacionadas con la industria nuclear.

El riesgo debido a irradiación externa por Americio es mínimo, puesto que se trata de un radionucleido emisor alfa principalmente, y estas partículas no tienen poder de

penetración. Además, los fotones que emite pertenecen a un rango energético muy bajo, por lo que no suponen un riesgo significativo. Sin embargo, la irradiación interna sí supone un riesgo importante debido a los largos periodos biológicos y a la elevada deposición de energía de las partículas alfa cuando están en el interior del organismo.

El riesgo de contaminación interna por incorporación de ^{241}Am en España está asociado al desmantelamiento y descontaminación de instalaciones nucleares y a la gestión de residuos radiactivos procedentes de diversas fases del ciclo del combustible nuclear.

La experiencia en procesos de clausuras de instalaciones europeas ha puesto en evidencia la importancia del Americio en cuanto a riesgo de exposición interna para los trabajadores que se encargan de las tareas de limpieza en determinadas zonas. La alta radiotoxicidad de este contaminante preocupa a los responsables de las instalaciones industriales donde se realizan estas tareas y por tanto están interesados en proporcionar controles de contaminación adecuados para los trabajadores que garanticen su detección y aseguren unas condiciones aceptables de trabajo, [López, Navarro 2000a] y [López, Navarro 2000b]. Los programas de vigilancia de los trabajadores encargados de los desmantelamientos de centrales nucleares contemplan la evaluación de contaminación interna por Americio mediante controles periódicos consistentes en medidas de excretas y, en aquellos casos potencialmente positivos, con controles confirmativos a través de medidas *in-vivo*. En caso de incidente, los controles son inmediatos a través de medidas *in-vivo* con posteriores medidas de excretas.

Los trabajos de limpieza y desmantelamiento de otro tipo de instalaciones como son los reactores de investigación, celdas calientes de manipulación de elementos combustibles, laboratorios de isótopos, plantas de fabricación y procesado de combustible, plantas de irradiación y plantas de tratamiento y acondicionamiento de residuos radiactivos también requieren la implantación de programas de vigilancia radiológica que incluyen el control de los trabajadores que intervienen en el proceso y que presentan riesgo de contaminación interna por Actínidos. Los programas de vigilancia responden a la naturaleza y frecuencia de las intervenciones previstas.

Por último, deben considerarse las situaciones derivadas de accidentes radiológicos. CIEMAT asegura la vigilancia dosimétrica de la población afectada por el accidente de Palomares (Almería) de 1966, [Espinosa et al. 1998], en el que dos aviones estadounidenses colisionaron durante una operación de recarga de combustible y cayeron cuatro bombas termonucleares. Dos de ellas se recuperaron intactas, pero otras dos se rompieron y dispersaron el elemento fisiónable en los alrededores. Como consecuencia del accidente, la población de la zona se ha visto, y continúa estando, potencialmente expuesta a contaminación por inhalación de ^{239}Pu y ^{241}Am . La vigilancia radiológica de la zona empezó en 1967 con el Proyecto Indalo para determinar la extensión y niveles de contaminación, y comenzaron las labores de recuperación de la zona, recogiendo grandes cantidades de tierra y cultivos contaminados con Plutonio. La monitorización ambiental consiste en programas de muestreo, análisis y medida de Plutonio y Americio en aire, suelo, cultivos, vegetación y leche. Se han realizado investigaciones en el entorno marino para evaluar niveles de Actínidos en agua, sedimentos y organismos. El programa de vigilancia médica radiológica para la población residente en Palomares consiste en reconocimientos médicos y medidas de excretas por espectrometría alfa. Además, se realizan medidas *in-vivo* complementarias para la evaluación de ^{241}Am procedente del ^{241}Pu .

2.2. EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA EN CASO DE CONTAMINACIÓN INTERNA

La finalidad de la dosimetría interna es dar una medida o estimación de la dosis asociada a una cierta actividad laboral, de modo que se pueda juzgar, a través de ese valor, la adecuación de la actividad, permitiendo corregir procedimientos erróneos en el área de trabajo y mitigar los peligros asociados. Los resultados de la evaluación dosimétrica deben demostrar que se cumplen los requerimientos radiológicos aplicables en cuanto a limitación de dosis con los que se asegura la adecuada protección de los trabajadores frente a los riesgos radiológicos derivados de su actividad laboral. Además, en caso de que ocurran incorporaciones elevadas de un radionucleido, la dosimetría facilita el que la intervención médica puede iniciarse, con el fin de reducir la absorción a nivel sistémico de órganos y tejidos, [Potter 2004].

Como ya se ha mencionado, la evaluación de la contaminación interna es compleja, ya que la fuente de irradiación está en contacto directo con el cuerpo humano y además, la distribución de radionucleidos varía con el tiempo y depende del tipo de incorporación y de procesos biocinéticos asociados a la forma química del radionucleido.

Mientras que en dosimetría externa se cuenta con dispositivos capaces de ofrecer resultados de dosis, de forma directa o con pequeñas correcciones, con exactitud y precisión suficientes, el caso de la dosimetría interna es totalmente diferente y se realiza de manera indirecta. La evaluación se basa en medidas experimentales, mediante algún método espectrométrico, de cantidades tales como la actividad retenida en el cuerpo entero o en órganos específicos, la tasa de excreción del material que es eliminado biológicamente o la concentración de material radiactivo suspendido en el aire, [IAEA 2004].

A partir de estas medidas de actividad es posible estimar la actividad incorporada aplicando modelos físico-biológicos específicos para cada tipo de radionucleido. La fracción de la actividad incorporada que es retenida en el cuerpo depende del radionucleido, de su forma físico-química, de la vía de incorporación y del tiempo transcurrido, [ICRP78 1998]. Por lo tanto, la evaluación de la dosis debida a incorporaciones de radionucleidos dependerá en gran medida del conocimiento de la biocinética del radionucleido en cuestión. La *actividad incorporada*, I_0 , se obtiene a partir de:

$$I_0 = \frac{A_{medida}}{m(t)} \quad (1)$$

donde

A_{medida}	es la actividad medida
$m(t)$	fracción de la actividad incorporada que es retenida en el cuerpo (o excretada de él) en el tiempo t después de la incorporación.

Finalmente, conociendo el radionucleido involucrado y la actividad incorporada, los *Factores de Conversión de Dosis (FCD)* permiten calcular la dosis efectiva, y

compararla con los límites de dosis aplicables. La dosis efectiva comprometida (ver Apéndice I para más detalles) se calcula de acuerdo a la siguiente expresión:

$$E_t = I_0 \cdot FCD \quad (2)$$

Los métodos de medida empleados en dosimetría de la radiación interna son de dos tipos: medidas directas y medidas indirectas.

Las técnicas de medida directa (o *in-vivo*) utilizan detectores situados externamente al cuerpo para detectar la radiación ionizante procedente del material radiactivo contenido en el interior del cuerpo. Se aplican a la determinación de emisores de radiación gamma o X, que es el tipo de radiación capaz de atravesar los tejidos del cuerpo y alcanzar el detector. Estas medidas pueden realizarse sobre todo el cuerpo, cuando los radionucleidos se encuentren distribuidos a lo largo del mismo, o restringirse a determinados órganos como pueden ser el tiroides, pulmón o cráneo, dependiendo del contaminante. Cuando es posible efectuarlas, este tipo de medidas presentan la ventaja de proporcionar una estimación conveniente y rápida de la actividad total en el cuerpo o en una parte definida de éste en el momento de la medición.

Por el contrario, las técnicas de medida indirecta (o *in-vitro*), se refieren al análisis de excretas o fluidos corporales para estimar el contenido de material radiactivo en el cuerpo. Generalmente, las muestras biológicas son orina y heces, aunque ocasionalmente también se utilizan aliento, sangre, saliva, sudor o pelo. Se utilizan para la medida de emisores alfa o beta, que por ser poco penetrantes suelen ser indetectables mediante detectores externos. Para las medidas se emplean técnicas de espectrometría alfa o beta, con las que se pueden alcanzar límites de detección muy bajos. Estos análisis requieren en general una serie de procedimientos radioquímicos de una cierta complejidad y que implican un tiempo de procesado mayor. La mayoría de los radionucleidos requieren ser separados de la matriz en la que se han excretado, eliminando los restos orgánicos y separando posteriormente el elemento de interés de los demás que pudieran estar presentes.

La elección de la técnica de medida viene determinada por una serie de factores, [ICRP78 1999]: la radiación emitida por el radionucleido; el comportamiento biocinético del contaminante; su retención en el cuerpo teniendo en cuenta su eliminación biológica y el decaimiento radiactivo; la frecuencia de medida requerida; y la sensibilidad y disponibilidad de equipos.

El método deberá proporcionar la precisión, exactitud y sensibilidad requerida. El límite de detección necesario deberá ser lo bastante bajo como para asegurar que la incorporación que ocurre durante los intervalos de monitorización pueda ser detectado, [ICRP75 1997].

El Americio es un emisor alfa y, tradicionalmente, su medida se realiza mediante técnicas *in-vitro*. Sin embargo, presenta también emisión de rayos X y gamma de baja energía, y es por tanto, también candidato para su medida *in-vivo*. El interés por tener a punto este procedimiento de medida radica en la sencillez y rapidez de la misma. Esto es particularmente importante en el caso de situaciones accidentales, en las que hubiera que controlar a un gran número de personas. Igualmente, en caso de una contaminación elevada, la rapidez en su cuantificación sería esencial para tomar las medidas médicas que se considerasen oportunas. La situación actual en nuestro país, en donde se ha empezado ya, y se prevén en un tiempo corto, desmantelamientos de instalaciones nucleares, hacen necesario el disponer de métodos alternativos para la evaluación de este tipo de contaminación, puesto que los riesgos para los trabajadores se incrementan en las tareas asociadas a la clausura de estas instalaciones.

En resumen, para la evaluación de la dosis interna es necesario disponer de:

- Toda la información relativa a las circunstancias de la incorporación: momento y vía de incorporación, y características del radionucleido.
- Una determinación de la actividad retenida en el cuerpo o de la excretada, mediante medidas *in-vivo* o *in-vitro*, respectivamente.
- Los modelos metabólicos para describir el comportamiento del contaminante en el cuerpo a lo largo del tiempo y así determinar la actividad incorporada a partir de la actividad medida. Los modelos biocinéticos recomendados por ICRP y que se describen en [ICRP78 1998] son de tipo compartimental e incluyen:

- modelo genérico del aparato respiratorio que predice el depósito y desplazamiento de las partículas inhaladas en el tracto respiratorio y el modelo de absorción a sangre,
 - modelo gastrointestinal genérico que describe el movimiento del material ingerido en el tracto gastrointestinal, junto con fracciones de absorción intestinal específicos para cada radionucleido,
 - modelo sistémico específico para cada radionucleido de transferencia desde la sangre hacia el resto de órganos y tejidos, y
 - modelo de excreción de radionucleidos del cuerpo.
- Un método para calcular la dosis efectiva comprometida a partir de la actividad incorporada mediante el uso de los factores de dosis adecuados. Los factores de conversión de dosis (dosis efectiva comprometida por unidad de incorporación) para las incorporaciones por ingestión e inhalación para los distintos radionucleidos se publican en [IAEA 1997] y en muchos casos vienen dados para diferentes tipos de absorción pulmonar y/o de factores de transferencia intestinal.

El esquema del proceso para evaluar la dosis interna se muestra en la Figura 2.

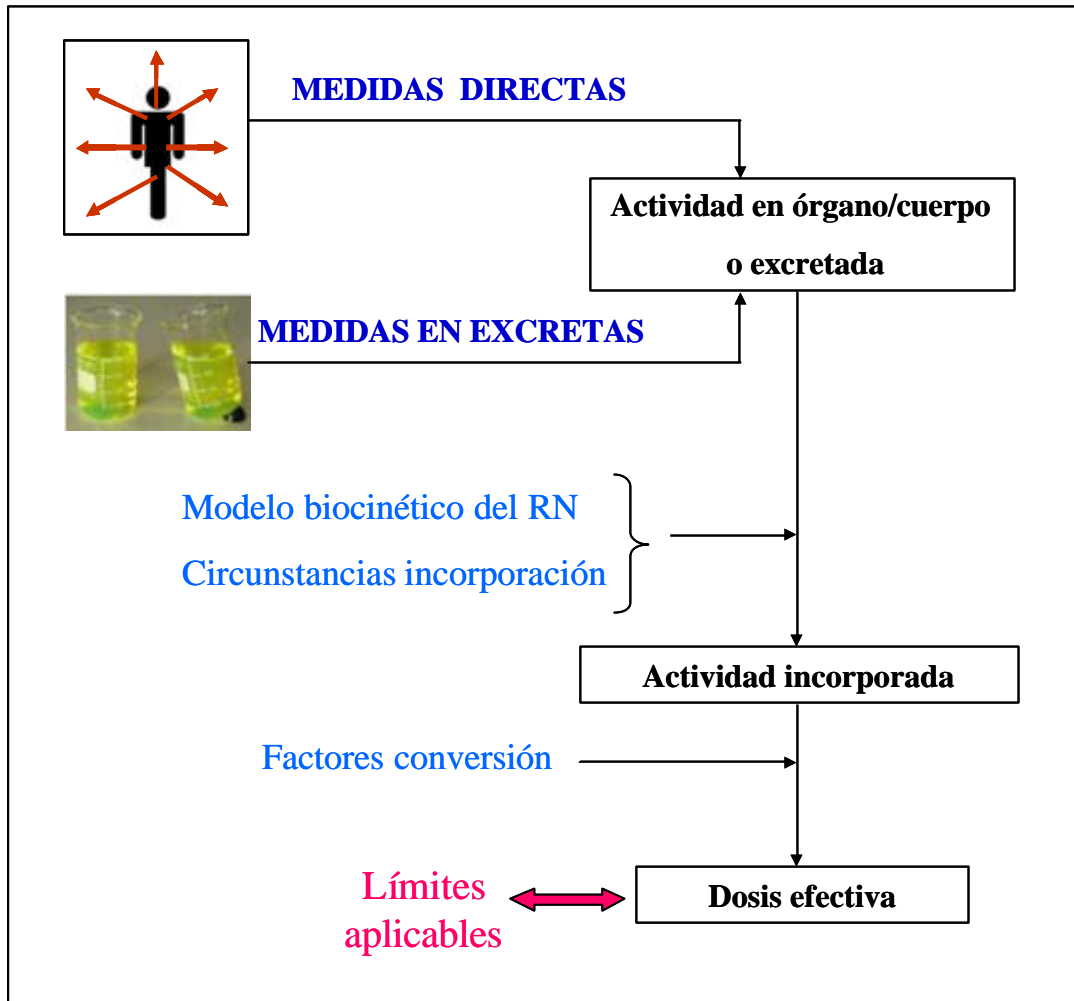


Figura 2. Esquema de la evaluación de dosis.

2.3. MEDIDA DIRECTA DE LA RADIACIÓN

Las evaluaciones más precisas de la dosis interna pueden realizarse cuando la distribución y el contenido corporal de un radionucleido incorporado al organismo se pueden determinar de forma fiable mediante un conteo de las emisiones corporales, es decir, *in-vivo*.

La medida *in-vivo* es posible cuando los radionucleidos incorporados emiten radiaciones penetrantes (rayos X y/o radiación gamma) de energía y rendimiento suficientes como para atravesar los tejidos y ser detectados por un sistema de detección externo, [IAEA 1996], [ICRU69 2003]. Estas medidas se llevan a cabo en un Contador de Radiactividad Corporal (CRC), el cual puede utilizarse para medidas de cuerpo entero o de órganos

específicos. La medida directa en CRC proporciona la actividad retenida en el cuerpo en un cierto instante tras la incorporación. Estas medidas dependen menos de los modelos biocinéticos que las indirectas, pero muestran grandes incertidumbres relacionadas con la calibración, en particular para fotones de baja energía [IAEA 1999a]. Este tipo de medidas se utilizan generalmente para la vigilancia de trabajadores profesionalmente expuestos con riesgo de contaminación interna, pero tiene que estar preparado también para medidas de la población en general en caso de exposiciones médicas o de accidente radiológico.

La técnica de medida se basa en la espectrometría gamma. La interacción de los fotones con el detector resulta en la generación de pulsos eléctricos de tamaño proporcional a la energía de la radiación y que son analizados para determinar la distribución energética de los pulsos o espectro.

La identificación de los radionucleidos se realiza mediante el análisis del espectro de emisión, lo cual es bastante directo, [Gilmore, Hemingway 1995]. Un trabajo más laborioso es el de la evaluación de la actividad presente y la dosis resultante.

El método se basa en la comparación de la señal medida en el individuo con la obtenida en las mismas condiciones de un maniquí antropomórfico de calibración, que contenga cantidades conocidas del radionucleido de interés. El proceso de calibración puede ser dificultoso, ya que la distribución de radionucleidos en el cuerpo no es uniforme y varía en el tiempo. Además puede haber otros radionucleidos presentes en el cuerpo que interfieran a la hora de la detección, como el ^{40}K presente de forma natural, el ^{137}Cs procedente del fallout, o el Uranio que se encuentra de forma natural en algunos componentes de la dieta.

Los procesos fundamentales de interacción de la radiación con la materia en espectrometría gamma son la absorción fotoeléctrica, el scattering Compton y la producción de pares, con diferentes importancias según el rango de energías, [Knoll 1999]. El resultado neto de la interacción es una cierta carga eléctrica en el volumen activo del detector que, tras ser recogida mediante la aplicación de un campo eléctrico, proporciona una señal eléctrica.

Las características más importantes de un detector son [Leo 1994]:

- *Sensibilidad.* Es la capacidad del detector de producir una señal reproducible cuando es alcanzado por un determinado tipo de radiación y energía.
- *Resolución en energías.* Es la medida de la capacidad del detector para discriminar fotones de energías similares. Se determina para cada energía a partir de la distribución de impulsos para una fuente monoenergética de dicha energía, definiéndose como la anchura a la mitad del máximo del pico registrado (habitualmente expresada en la bibliografía mediante las siglas FWHM, del inglés Full Width at Half Maximum), expresada en unidades de energía o en tanto por ciento relativo a la energía considerada para su determinación. Obviamente, la capacidad para distinguir entre dos energías cercanas será mejor cuanto mejor sea la resolución del sistema, o lo que es lo mismo, cuanto menor sea esta anchura.
- *Eficiencia de detección.* Es la relación entre el número de sucesos registrados por el detector y el número total originado en la fuente. Es una función de factores geométricos, que determinan la fracción de radiación emitida que es interceptada por el detector, y de procesos de interacción, que proporcionan la relación de sucesos que producen una señal analizable respecto a los que han alcanzado al material detector. Además, la eficiencia de conteo puede también categorizarse según la naturaleza del suceso detectado. Se define la *eficiencia de fotopico* como la relación entre el número de fotones que depositan toda su energía en el detector y el número de fotones que inciden en el volumen del detector. En la práctica, esta eficiencia de pico es más útil que la eficiencia total, ya que esta última no permite discriminar las pequeñas señales debidas a ruido electrónico.

Para la medida directa de la radiación se utilizan diversos sistemas de detección entre los que destacan los detectores de yoduro de sodio activado por talio, NaI(Tl), y los semiconductores.

Los detectores de NaI(Tl) se usan por lo general para detectar fotones energéticos, como los emitidos por muchos productos de fisión y de activación. El proceso de detección se basa en los destellos producidos por la interacción de los fotones con el cristal, mediante

el uso de tubos fotomultiplicadores. Presentan una resolución en energía limitada y pueden dar problemas para determinar radionucleidos que produzcan espectros complejos. Por ello, no son los más adecuados para medida de Actínidos.

Los detectores de germanio presentan ventajas en cuanto a la elevada resolución en energías y la alta eficiencia intrínseca. La base de la detección es un diodo semiconductor inversamente polarizado en el que, al paso de la radiación, se generan una serie de portadores que son arrastrados debido al campo eléctrico existente. Esta carga es proporcional a la energía depositada por el fotón incidente en el detector y se convierte en un pulso de voltaje. Un inconveniente es que necesitan ser enfriados para reducir la generación térmica de portadores de carga. El método habitual de enfriamiento es por nitrógeno líquido (temperatura de 77 K). La aparición de detectores de germanio contruidos explícitamente para trabajar en regiones de baja energía del espectro, los denominados *Low Energy Germanium detectors* (LE Ge), abre la posibilidad de garantizar una mayor fiabilidad en la medida *in-vivo* de Americio. Este equipo se ha incorporado recientemente al CIEMAT y ha requerido diversos desarrollos hasta su implementación práctica y efectiva. En la actualidad, se emplea para medidas *in-vivo* para caracterización radiológica de personas, tanto en tareas de investigación como de servicio.

El diseño y la configuración del sistema de medida busca optimizar la sensibilidad, que viene determinada por la eficiencia y el valor del fondo. La geometría de medida usada para medidas directas de la radiación depende de diversos factores:

- Características físicas del radionucleido incorporado: vida media, energía y rendimiento de emisión.
- Consideraciones anatómicas, como masa, tamaño y forma de los órganos y del individuo.
- Comportamiento biocinético del radioisótopo en el cuerpo, como el tiempo de retención y metabolización.
- Tipos de detectores y recursos disponibles.
- Número de personas a medir.

Se han desarrollado diversas disposiciones físicas de los detectores con fines específicos. Para radionucleidos que se distribuyen a lo largo del cuerpo, el conteo del cuerpo entero o de una gran parte de él, ofrece mayor sensibilidad. Para los radionucleidos que se concentran en órganos o tejidos específicos del cuerpo, se recomienda el control por zonas específicas.

La forma habitual de estimación de dosis por exposición interna de ^{241}Am en vigilancia ocupacional es mediante la medida *in-vivo* de actividad en pulmón. Para la estimación de la dosis en caso de exposición crónica y largo tiempo después de un accidente, se requiere una nueva técnica que permita la estimación de la dosis debida al Americio depositado en el esqueleto.

Las medidas de espectrometría gamma realizadas a lo largo de todo el cuerpo de un individuo que había sufrido contaminación interna por Americio en el pasado, resultaron en unos picos de actividad a la altura de la cabeza y de las articulaciones, codos, muñecas, rodillas y tobillos, [Palmer et al.1985]. Estos puntos, en los que el nivel de actividad medido es superior a la media, podrían servir para determinar el contenido total de Americio depositado en el esqueleto.

La determinación del contenido de Americio en el esqueleto también es útil para las medidas de actividad en pulmón, puesto que las contribuciones de los radionucleidos depositados en los pulmones y los huesos se detectarán simultáneamente en la medida en tórax. La estimación de la actividad retenida en el esqueleto permite calcular las cantidades depositadas en las costillas, esternón y vértebras que contribuyen a la medida, de manera que puede ser substraída del total y así obtener la parte correspondiente a la emisión ocurrida exclusivamente desde los pulmones, [Cohen et al. 1977].

El proceso de evaluación de dosis a partir de la medida directa de la radiación lleva asociado una serie de incertidumbres que tienen su origen en distintos factores, como son el propio proceso de medida, la falta de información sobre el proceso de incorporación de los radionucleidos y los modelos y datos empleados, [ICRP78 1998].

En primer lugar, la precisión de las medidas de actividad dependerá del nivel de actividad, del fondo, de la validez del proceso de calibración del equipo y del maniquí utilizado, del posicionamiento del individuo respecto al detector, las correcciones introducidas según el tamaño del cuerpo, etc.

En segundo lugar, la fiabilidad de los modelos metabólicos dependerá del grado de ajuste a las circunstancias específicas (patrón temporal de la incorporación y si la misma fue aguda o crónica) y de la existencia de datos para cada caso. Cuando el periodo de muestreo no permite el cálculo de la vida media biológica del radionucleido y se asume un periodo largo de retención en el cuerpo, se puede subestimar la incorporación y por tanto la dosis. Las características fisico-químicas del radionucleido determinan los parámetros a usar en los modelos.

Finalmente, el grado de realismo de los modelos fisiológicos a la hora de representar la realidad, la existencia de datos fidedignos y las peculiaridades individuales que se aparten del individuo de referencia¹ para el que se han ajustado los modelos, constituyen otra fuente de incertidumbre en el proceso de evaluación de dosis.

Todos estos factores determinarán la exactitud de la dosis resultante que el individuo ha recibido. Una subestimación de la dosis implicará una predicción muy baja del riesgo con los consiguientes problemas para la salud, y una sobreestimación de la dosis supondrá un engrosamiento del riesgo que podría dar lugar a otros problemas como la ansiedad.

Como ejemplo, podemos mencionar el estudio experimental de las incertidumbres asociadas a la estimación de ^{241}Am en el cuerpo humano que se describe en [Malátová, Foltánová 2000]. En dicho estudio se concluyó que la estimación de la actividad total

¹ El hombre de referencia es el individuo representativo de un grupo de población determinado en cuanto a sus características anatómicas, fisiológicas y de composición de los tejidos. El hombre de referencia de ICRP está basado en datos de Europa Occidental y Norte América y hay información para distintos grupos de edad y sexos. Los valores de referencia constituyen la información de entrada necesaria a muchos procedimientos de cálculo dosimétrico, tanto para fuentes externas como internas al cuerpo.

de ^{241}Am en esqueleto realizada a partir de la medida *in-vivo* en cráneo o rodilla llevaba asociada una incertidumbre del 50 %, que tiene en cuenta errores de conteo y las posibles desviaciones de los parámetros que determinan la contaminación interna real en un determinado individuo, respecto a los valores estándar utilizados.

2.3.1. Contador de Radiactividad Corporal (CRC)

El CRC es la técnica utilizada para la medida directa o *in-vivo* de la radiación en caso de contaminación interna con radionucleidos emisores de rayos X o radiación gamma depositados en el cuerpo humano. Esta medida puede ser tanto de Organismo Total, como de órganos específicos (tiroides, pulmón, huesos, etc.).

El equipo que constituye un CRC está formado generalmente por los detectores, una cadena electrónica asociada, el blindaje y un software de análisis de datos.

El laboratorio del CRC de CIEMAT incluye una serie de detectores de semiconductor de germanio tipo Low Energy (LE Ge), especialmente sensibles y eficientes en la región de energías bajas, que se utilizan para la determinación de radionucleidos emisores de rayos X o radiación gamma en el rango de 10 a 200 keV. Estos detectores proporcionan sensibilidad suficiente para evaluar contaminantes como los Actínidos (Uranio y Americio) en pulmón o hueso, o ^{125}I en tiroides. El sistema de detección LE Ge en geometría de medida pulmonar se muestra en la Figura 3. Esta instalación es la única en España con capacidad técnica para la medida directa de este tipo de contaminantes emisores de radiación gamma de baja energía.



Figura 3. Sistema de detección LE Ge con geometría de medida pulmonar.

El equipo de detección de baja energía se compone de cuatro detectores de germanio LE Ge de Canberra, [López, Navarro 2000a]. Los detectores cuentan con una alta resolución (del orden de 0,5 keV) en el rango energético de 10 a 1000 keV y su eficiencia intrínseca y moderna espectrometría garantizan su respuesta a bajas energías, proporcionando el menor ruido posible.

El sistema de detectores, Figura 4, está agrupado por pares, donde cada par de detectores está unido a un criostato ACTII que refrigera el sistema con nitrógeno líquido a temperatura de 77 °K. Una gran ventaja de este sistema de detección es que permite realizar evaluaciones independientes en caso de contaminaciones internas simultáneas por emisores de distintas energías.



Figura 4. Sistema de detección LE Ge de Canberra para medidas *in-vivo* de CIEMAT.

Los detectores tienen un diámetro de 7 cm y 2,5 cm de espesor, con una ventana de carbono epoxy de 0,5 mm de espesor. Cada par de detectores está rodeado de un sistema de reducción de ruido de fondo consistente en una carcasa de plomo de 1,5 cm de espesor. El detalle de un par de detectores se muestra en la Figura 5.



Figura 5. Detalle de uno de los pares de detectores de Ge.

Las recomendaciones internacionales para la determinación *in-vivo* de radionucleidos, [ICRU69 2003], sugieren la implementación de una serie de medidas consistentes en blindajes y filtros adecuados con el objeto de reducir la radiación de fondo durante el proceso de medida. La instalación del CRC de CIEMAT cuenta con:

- Un blindaje exterior consistente en una cámara de dimensiones $2,43\text{ m} \times 2,43\text{ m} \times 1,96\text{ m}$ de paredes de acero de 13 cm de espesor (Figura 6). Interiormente las paredes están recubiertas con capas sucesivas de materiales con número atómico decreciente hacia el interior (capa de plomo de 5 mm de espesor, de cadmio de 0,7 mm y de cobre de 0,5 mm). Las capas externas producen dispersiones de fotones por efecto Compton y las internas los absorben por efecto fotoeléctrico. Los materiales están elegidos de manera que tienen un contenido muy bajo en radionucleidos naturales o artificiales como impurezas. El acero de esta cámara procede de armaduras navales desguazadas cuya construcción fue anterior a la primera explosión nuclear. Esta cámara proporciona blindaje frente a la radiación cósmica y a los radionucleidos presentes en el entorno, posibilitando que en las medidas se alcancen umbrales de detección óptimos.
- Un sistema de ventilación, que mantiene unas condiciones de sobrepresión a humedad y temperatura constantes, y un sistema de filtros, que consiguen un aire lo más puro posible y libre de radón. Con estos sistemas de filtros y circulación de aire se reduce el fondo debido a radionucleidos presentes en el aire.



Figura 6. Cámara blindada y equipos auxiliares asociados.

El equipo de detección está alimentado por una fuente de alta tensión y lleva asociado una cadena electrónica que consiste en:

- Un preamplificador, que sirve como adaptador de impedancias, conforma inicialmente el impulso y convierte la señal de carga del detector en señal de tensión.
- Un amplificador lineal o procesador de impulsos, que cumple tareas de: amplificación de las amplitudes de los impulsos, mejora de la relación señal/ruido, restauración de línea base y rechazo de apilamiento.
- Un conversor analógico-digital que transforma la amplitud de los impulsos que llegan a su entrada en números proporcionales a dicha amplitud.
- Un analizador multicanal que distribuye los impulsos en intervalos energéticos, formando un histograma de canales de anchura lo suficientemente pequeña para que la información retenida en el histograma no sea inferior a la del espectro correspondiente.

El software de espectrometría Genie2000 de Canberra incorporado al sistema de detección [Canberra 1999] es el encargado de facilitar la adquisición de los espectros de radiación y su posterior análisis. Consta de dos componentes principales: un módulo de definición del hardware de medición y un módulo de adquisición y procesamiento de datos. Permite toda una serie de operaciones de análisis, calibración y control de

calidad. El software define el sistema de detección como cuatro entradas o detectores individuales y el resultado puede analizarse a partir de cada detector independiente o del espectro compuesto.

2.3.2. Calibración del sistema de medida

La identificación del radionucleido en el espectro se realiza mediante la calibración en energías a partir de las emisiones correspondientes a radionucleidos emitidos en una fuente radiactiva conocida. La relación entre la posición de los picos del espectro y la energía de la emisión gamma correspondiente resulta en una serie de pares de valores energía/canal del centroide que permiten obtener la curva de calibración en energías. Esta relación, que tendrá la forma de un polinomio, será utilizada automáticamente por el sistema para transformar información de canales a unidades de energía.

La resolución en energías de los picos viene dada por la relación entre la anchura a media altura del fotopico (FWHM) con la energía. La calibración en anchuras define cómo varía la anchura del pico con la energía de la radiación gamma. Es conveniente utilizar picos simples, bien definidos, simétricos y que cubran todo el rango operativo del sistema de detección.

La calibración en energías y forma de pico del sistema de detección LE Ge en el rango de bajas energías se realiza a partir de medidas con una fuente de $^{241}\text{Am} + ^{152}\text{Eu}$ con las que se obtienen las relaciones energía/canal y FWHM/energía.

La calibración en eficiencias, que determina la respuesta del detector según la energía, relaciona la tasa de conteo obtenida en la región de cada pico en particular con un valor correspondiente de actividad. Se realiza a partir de medidas en maniqués que tienen una actividad conocida del radionucleido de interés en su interior, [ICRU69 2003]. Estos maniqués se denominan de forma general maniqués de calibración.

La calibración en eficiencias establece una relación entre el área neta bajo el pico identificado en el espectro y la actividad correspondiente. Dado que el número de desintegraciones por unidad de tiempo que puede registrar el sistema de medición está

íntimamente relacionado con la geometría de medida deberá establecerse una calibración en eficiencia distinta para cada tipo de medición.

El principio de la medida *in-vivo* es la comparación de una medida de referencia (calibración) y la medida realizada a un individuo. La actividad en un determinado sujeto, A_s , viene dada por la expresión:

$$A_s = \frac{A_p}{N_p} N_s \quad (3)$$

donde

A_p es la actividad del maniquí de calibración

N_p es la tasa de conteo del maniquí de calibración

N_s es la tasa de conteo del sujeto.

La relación entre el número de fotones detectados y el número de fotones emitidos por la fuente, $\frac{N_p}{A_p}$, es la eficiencia de detección. Como ya comentamos, en la práctica se suele utilizar la eficiencia de fotopico. A la cantidad $\frac{A_p}{N_p}$, inversa de la eficiencia, suele referirse como factor de calibración.

La sensibilidad del equipo de detección está relacionada con la Actividad Mínima Detectable (AMD), que indica la capacidad del detector para distinguir entre medidas correspondientes a individuos contaminados y aquellos que no lo están. El cálculo de la AMD en dosimetría interna se realiza a partir de la medida de una persona o maniquí blanco y, de acuerdo a la norma ANSI N13.30 [ANSI 1995], se expresa como:

$$AMD = \frac{3 + 4,65\sqrt{N_F}}{Ef \cdot T_C} \quad (4)$$

donde

- AMD es el menor nivel de actividad que puede distinguirse del fondo (Bq)
- N_F es el número de cuentas en la región de interés en la medida del blanco
- E_f es la eficiencia de detección medida en cuentas por segundo y por bequerelio (cps Bq^{-1})
- T_C es el tiempo de contaje (s).

2.3.3. Utilización de maniqués antropomórficos para calibración experimental

Además de depender de la geometría fuente-detector, la calibración en eficiencias es un proceso que depende de la absorción de los materiales interpuestos entre ellos y por tanto es un factor especialmente crítico en el caso de bajas energías, [Gilmore, Hemingway 1995].

Maniquí es el término generalmente usado para referirnos a una estructura compuesta de uno o varios tejidos y que se usa para simular las interacciones de la radiación en el cuerpo. Los maniqués reproducen en la medida de lo posible el tamaño, forma, distribución espacial y la densidad del órgano o cuerpo humano. Los tejidos deben ser adecuados como sustitutos de tejidos humanos, con especial atención a los coeficientes de atenuación lineal y a los poderes de frenado de los mismos.

Los requerimientos en cuanto a la composición y/o forma de los maniqués empleados dependen de la precisión que se necesite, [ICRU48 1992]. Pero, en general, deben asegurar que las interacciones de la radiación con el maniquí se corresponden con las que ocurrirían en el cuerpo al que representa. Las dimensiones son particularmente importantes en la medida de fotones de energías bajas. Por ejemplo, una variación de 1 mm en el espesor del músculo supone una variación del 2% en la atenuación de la radiación. El tipo de tejido es también fundamental debido a las diferentes probabilidades de interacción de cada material. Por ejemplo, el coeficiente de atenuación másico para el hueso es 8 veces mayor que para tejido adiposo en el rango entre 10 y 100 keV, [ICRU46 1992].

Para fuentes de radiación externas, la presencia del maniquí generalmente contribuye menos del 25% a la respuesta del detector, por lo que los requerimientos de diseño de los maniqués de calibración no son muy estrictos (la excepción la constituyen los dosímetros de neutrones albedo).

En el caso de fuentes de radiación internas, la complejidad del maniquí depende principalmente del radionucleido a medir. La medida de productos de fisión y de activación, que generalmente emiten radiación de alta energía y se distribuyen por todo el cuerpo, puede hacerse mediante maniqués sencillos tipo BOMAB (BOttle Mannikin ABSorber), [Bush 1949], [Kramer et al. 1991]. Estos maniqués están formados por contenedores de polietileno rellenos de una solución radiactiva conocida que simula una distribución homogénea y uniforme de la contaminación.

Sin embargo, la detección de radiación poco penetrante necesita maniqués que simulen de forma mucho más precisa la anatomía ya que la atenuación que sufre la detección al atravesar los tejidos es un factor clave. Además, al estar los detectores situados muy cerca del cuerpo, la respuesta de los mismos depende en gran manera de la distribución de la fuente en el cuerpo. Por este motivo, las medidas deben estar basadas en maniqués de calibración que estén cuidadosamente diseñados y que reproduzcan en detalle el cuerpo humano.

Es interesante hacer notar que los factores de calibración obtenidos con maniqués de calibración distintos pueden resultar en grandes diferencias. Un estudio experimental de intercomparación para la determinación de ^{241}Am en cráneo resultó en diferencias de hasta un 60 % como consecuencia de utilizar maniqués de calibración de distintos tamaños y distribución del contaminante [Ruhm et al. 1998].

Por tanto, el éxito de la calibración dependerá de la capacidad del maniquí para representar adecuadamente la anatomía de la persona, y de cómo esté distribuida la fuente radiactiva en su interior.

Aunque se están haciendo grandes esfuerzos para desarrollar maniqués muy realistas, un problema fundamental es que representan un cuerpo “medio”. La variabilidad anatómica de la población es un factor importante y debe ser tomada en cuenta en este tipo de medidas. Un estudio realizado con 120 trabajadores masculinos de la industria nuclear demostró las grandes diferencias físicas entre ellos, con estaturas que varían entre 1,51 y 1,9 m, y pesos entre 59 y 101 kg, [López, Navarro 2003]. Por tanto, para obtener factores de calibración aplicables a un individuo en concreto, deben aplicarse las correcciones necesarias para obtener valores adecuados.

Debido a la dificultad que representa el disponer de muchos tipos de maniqués y contaminados con distintos radionucleidos, la forma usual de trabajar en el laboratorio es mediante interpolaciones y extrapolaciones de los datos con los que se cuenta. Por ejemplo, para medidas de pulmón, en el laboratorio de CIEMAT se trabaja a partir de la calibración general multi-eficiencias, con la que se ha obtenido una familia de curvas a partir de un par de pulmones con una fuente multi-picos de $^{241}\text{Am} + ^{152}\text{Eu}$ (emisiones en el rango entre 17 y 1000 keV) y colocando sobre el maniquí capas de distinto espesor torácico, [López, Navarro 2000b]. En caso de detectarse ^{238}U y ^{235}U , se dispone de un maniquí de pulmones con Uranio natural con los que realizar una calibración específica.

2.3.4. Maniqués de calibración para medida de ^{241}Am en esqueleto

De acuerdo a las recomendaciones internacionales para las medidas directas del contenido de radionucleidos en el cuerpo [ICRU69 2003], la evaluación de radionucleidos emisores de fotones de alta energía depositados en el esqueleto puede hacerse con medidas de cuerpo entero. Sin embargo, para radionucleidos que emiten fotones de bajas energías, se recomienda realizar la evaluación de la actividad sobre una región del cuerpo aislada o que pueda ser protegida de interferencias del resto del cuerpo, como la cabeza o la rodilla.

Para realizar las medidas de ^{241}Am depositado en esqueleto, el laboratorio dispone de dos fuentes de calibración con forma de maniqués antropomórficos de cabeza y rodilla, que contienen una contaminación conocida y homogénea de ^{241}Am distribuida en el hueso.

El maniquí de calibración para la medida de Americio en cráneo ha sido fabricado por el New York University Medical Center bajo la supervisión del Dr. Norman Cohen [Cohen] utilizando parafina equivalente a tejido para simular el cerebro, los músculos y otros tejidos blandos faciales. Para simular el hueso se utilizó yeso (Plaster of Paris). El espesor del yeso del cráneo es de unos 6 mm, lo que es un valor típico de cráneo de un individuo occidental. Se colocaron seis capas de yeso sobre un maniquí de cabeza y una vez seco el yeso se rellenó el espacio interior con material equivalente a tejido. El ^{241}Am se aplicó en el exterior de la tercera capa en unos discos de papel de 0,75 pulgadas, colocados de forma que la distribución fuese lo más homogénea posible, hasta conseguir una actividad total en el maniquí de 1000 Bq. Una vez secos los discos, se añaden las otras tres capas de yeso. Después se aplica la parafina, en capas de espesor variable dependiendo de la región, hasta conseguir un parecido razonable con una cabeza humana. La Figura 7 muestra el maniquí de calibración Cohen de CIEMAT para medida de ^{241}Am .

Hay varias razones que hacen de la cabeza un lugar muy recomendable para las medidas *in-vivo* de Americio, [Cohen et al. 1977]. En primer lugar, el cráneo representa un porcentaje alto de hueso (13-15 %), se trata de material de hueso compacto con una geometría bastante simple y el tejido blando que lo recubre es muy fino, lo que minimiza el efecto de la absorción de los fotones. Además, no hay otros órganos en la proximidad en los que se concentren los radionucleidos de forma significativa y es posible blindarla para evitar interferencias de emisiones desde otras partes del cuerpo. Por último, es una de las estructuras anatómicas con menor variabilidad entre sujetos de diferentes pesos y alturas.

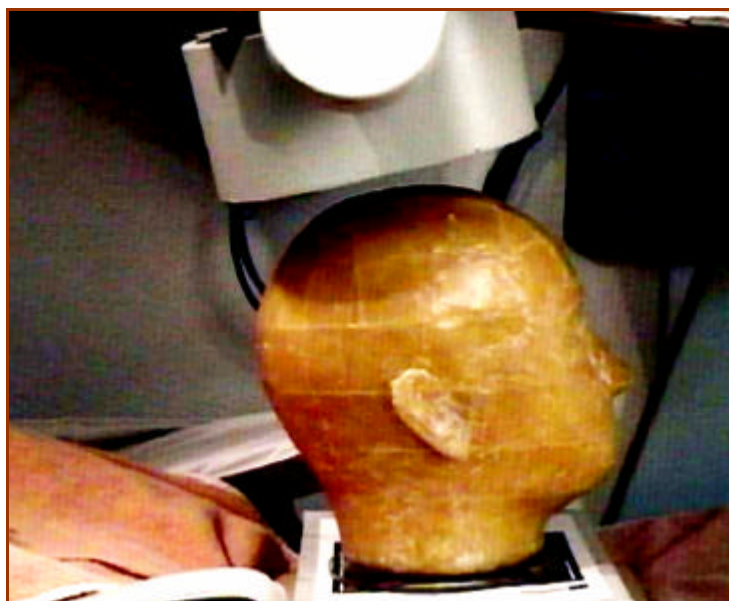


Figura 7. Maniquí de calibración Cohen para medida de ^{241}Am depositado en cráneo.

El maniquí antropomórfico de rodilla simula la contaminación interna homogénea de 34 kBq de ^{241}Am en el hueso y se muestra en la Figura 8. Ha sido fabricado por el Dr. Spitz de la Universidad de Cincinnati, [Spitz, Lodwick 2000a], y contiene un conjunto de huesos simuladores de la rótula y partes del fémur, tibia y peroné. La cantidad de hueso contenida en el maniquí de rodilla representa aproximadamente el 10,7 % de la masa ósea total del cuerpo.

El maniquí se ha realizado de forma que permite ser abierto para insertar y retirar los huesos del interior. La rodilla se fabricó a partir de un molde de silicona de una rodilla de hombre adulto de unos 70 kg de peso, preparado mediante un vendaje de la rodilla flexionada aproximadamente 20°. Los moldes de silicona para los huesos se construyeron a partir de modelos de huesos reales. El músculo y el hueso se han simulado con materiales equivalentes a tejido fabricados a partir de poliuretano y CaCO_3 , de tal forma que reproduzcan las características de densidad y atenuación de los tejidos del cuerpo, sin embargo, sus composiciones no se han facilitado por ser información confidencial del fabricante. El material radiactivo se añade en solución con el resto de los componentes que forman el tejido equivalente a hueso trabecular, por lo que dicho material radiactivo se distribuye uniformemente en él. La fabricación requiere un cuidadoso proceso de calentamiento, extracción de gases y secado para asegurar una

buena mezcla de los materiales y un mínimo efecto de variación en la densidad final del material debido al aire que haya podido introducirse en el mismo.

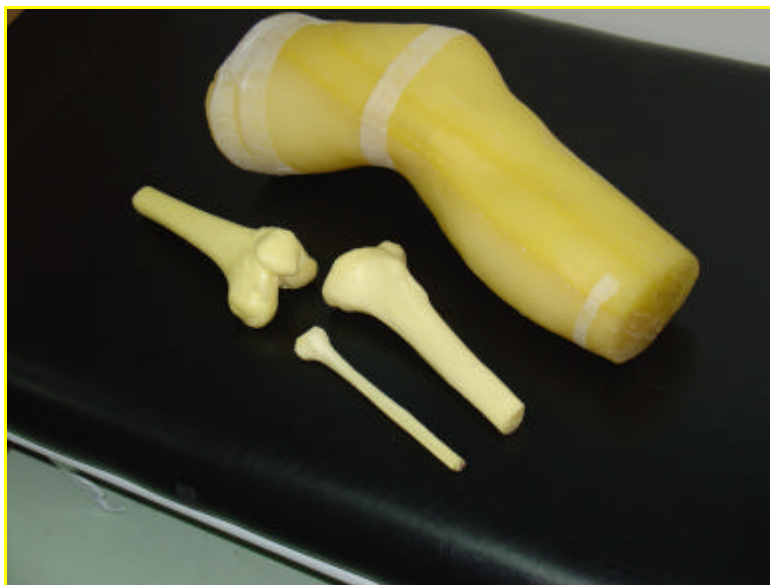


Figura 8. Maniquí de calibración Spitz para medida de ^{241}Am depositado en rodilla.

La medida en rodilla puede facilitar que la persona se sienta más cómoda durante el proceso de contaje, [Spitz, Lodwick 2000b]. Además, puede ser conveniente en casos de contaminación externa del pelo o la cara del sujeto. Un estudio experimental sobre trabajadores contaminados demostró que la mayoría de las medidas realizadas poco tiempo tras la incorporación estaban afectadas por contaminación superficial, [Malátová et al. 2003].

Los avances actuales de los sistemas de detección ofrecen unas buenas perspectivas en materia de detección. Sin embargo, la necesidad de estos maniqués físicos es en sí mismo una limitación del proceso, debido a los evidentes problemas técnicos para construir copias artificiales exactas al cuerpo humano y contaminadas con el radionucleido de interés.

3. CALIBRACIÓN NUMÉRICA MEDIANTE MANIQUÍES TOMOGRÁFICOS Y MÉTODOS DE MONTE CARLO

En este capítulo se detallan las herramientas y métodos utilizados para desarrollar el procedimiento de calibración numérica de sistemas de medida *in-vivo* de la radiación y para la validación de la técnica en el caso de evaluación de ^{241}Am depositado en hueso.

La calibración numérica de los detectores se ha realizado a partir del cálculo de la eficiencia de detección mediante la simulación del proceso de medida con un código de Monte Carlo de transporte de radiación aplicado sobre un maniquí del cuerpo humano representado de forma digital.

La descripción geométrica del problema comprende por tanto dos tareas: la geometría del sistema de detección y la descripción anatómica del maniquí de calibración. La simulación matemática de los detectores se ha realizado en base a la información facilitada por el fabricante de los equipos. La información básica para construir los maniqués virtuales han sido imágenes de tomografía computerizada (TC) de maniqués y de individuos reales. Se han requerido una serie de herramientas de tratamiento de imágenes y se han desarrollado programas propios para manipular las imágenes de manera que puedan implementarse en el software de transporte de radiación.

El código de Monte Carlo utilizado es MCNPX, que permite simular tanto la propagación de la radiación en la materia, teniendo en cuenta el tipo de radiación y las interacciones que sufre según las características de los materiales, como el depósito de energía en los detectores.

3.1. MÉTODOS DE MONTE CARLO

Existen dos maneras de resolver numéricamente los problemas de transporte de radiación: los métodos deterministas y los de Monte Carlo. Los métodos deterministas resuelven la ecuación del transporte de Boltzmann para un comportamiento medio de las partículas (esta ecuación describe el balance entre flujo de partículas entrantes y salientes de un volumen infinitesimal). Por el contrario, los métodos de Monte Carlo simulan muchas partículas individuales y promedian su comportamiento.

El método de Monte Carlo es un método estadístico de simulación numérica muy útil en los problemas de transporte de radiación cuando se trata con geometrías complejas tridimensionales, ya que en muchos casos no existen soluciones analíticas exactas. Una información detallada sobre esta técnica se puede encontrar en [Kalos, Whitlock 1986] y [Rubinstein 1981].

La base del método es un generador de números aleatorios de alta calidad, es decir, que produce una secuencia de números con ciertos criterios de aleatoriedad y distribuidos uniformemente en el intervalo unidad. El generador de números aleatorios es un algoritmo que produce secuencias que se repiten después de un cierto número de veces, es decir, tiene un periodo finito. Es importante que el periodo sea lo suficientemente grande como para no repetirse en la simulación y que asegure la independencia del resultado.

Cuando una partícula atraviesa un medio material, experimenta múltiples interacciones que resultarán en cambios de dirección y a veces producirán otras partículas secundarias. Mediante la secuencia de números aleatorios, que imita la naturaleza estocástica de las interacciones de partículas, se elige una variable de una distribución de probabilidad conocida que describe la física del problema. De esta forma, la energía, la posición, la dirección y el camino recorrido por las partículas, así como las interacciones que sufren, son muestreadas estadísticamente. La frecuencia con la que ocurre cada tipo de interacción está determinada por la sección eficaz diferencial y la densidad del medio que atraviesa.

La historia de cada partícula es calculada hasta que la partícula deja de existir o pasa de alguna manera a un rango que se encuentra fuera del problema en cuestión (por ejemplo, porque su energía sea ya tan baja que no es de interés para el resultado).

Una historia comprende el seguimiento de todas las partículas generadas por una partícula. La simulación se hace de manera secuencial, empezando con una partícula inicial, mientras que las partículas secundarias creadas como consecuencia de sus interacciones son almacenadas en la memoria. Una vez que la partícula inicial ha completado su recorrido, se inicia el seguimiento de las secundarias. Después se repite el proceso con otra partícula inicial hasta disponer de estadística suficiente. En la práctica, puede ser necesario simular millones de historias para conseguir un resultado aceptable.

Los valores promedio de magnitudes macroscópicas tales como la fluencia de partículas, espectro de energía y dosis absorbida pueden calcularse a partir de la simulación de un gran número de historias. El resultado ha de ir acompañado de la incertidumbre estadística correspondiente, la cual será menor cuanto mayor sea el número de historias simuladas, aunque la relación no es lineal.

Los aspectos que una simulación de Monte Carlo debe contemplar para proporcionar un resultado válido son:

- La geometría del problema debe representar adecuadamente la situación real.
- La descripción de la fuente debe considerar el tipo de partícula, energía, ángulo y distribución de probabilidad.
- Los materiales presentes deben ser cuidadosamente descritos.
- El modelo físico de interacción de las partículas debe ser adecuado a las condiciones del problema.

Tradicionalmente, una desventaja de este tipo de códigos era el tiempo de cálculo necesario para obtener un resultado con una estadística aceptable. Sin embargo, el rápido incremento de la velocidad de los ordenadores y el empleo de innovadoras técnicas de paralelización de los procesos ha permitido superar este inconveniente.

En la bibliografía se pueden encontrar diferentes códigos de Monte Carlo de propósito general que cubren un amplio rango de posibilidades, entre los que se encuentran: GEANT, [Brun et al. 1987], EGS4, [Nelson et al. 1988], PENELOPE, [Salvat et al. 1996], MCNP, [Briesmeister 1997] y MCNPX, [Hughes 1997], [Hendricks 2005]. Las diferencias entre ellos son fundamentalmente las aproximaciones físicas para describir los modelos de interacción y el grado de flexibilidad a la hora de interaccionar con el usuario.

Desde los primeros trabajos en los que se usaron los métodos de Monte Carlo en el campo de la detección de la radiación, [Wainio, Knoll 1966], [Meixner 1974], [Nakamura 1975], [Seltzer 1981], estas técnicas de simulación han demostrado su potencia y utilidad en una gran cantidad de aplicaciones, entre las que podemos mencionar:

- Estimación de magnitudes dosimétricas y factores de conversión, [Petoussi-Henß, Zankl 1998], [Jones 1998], [Yoriyaz, dos Santos 2000], [Smith et al. 2001], [Stabin, Yoriyaz 2002].
- Protección radiológica del paciente, [Veit, Zankl 1992], [Drexler et al. 1990], [Alonso et al. 2002].
- Calibración de detectores para medidas en lugares de difícil acceso y con altas tasas de dosis, [Ródenas et al. 2000a], [Ródenas et al. 2000b].
- Diseño y experimentación de nuevos equipos de detección, [Kramer, Yiu 1996], [Kramer et al. 2000], [Bronson, Wang 1996].
- Diseño de maniqués de calibración, [Gualdrini et al. 2000].
- Influencias anatómicas sobre las medidas *in-vivo*, [Kramer, Burns 1999].

La simulación mediante técnicas de Monte Carlo se ha convertido en una de las mejores alternativas para resolver problemas de transporte de radiación ionizante en el cuerpo, al permitir realizar cálculos con gran precisión de gran cantidad de parámetros en geometrías tan complejas como el interior del cuerpo humano.

3.2. CALIBRACIÓN NUMÉRICA. SIMULACIÓN DEL PROCESO DE DETECCIÓN

La calibración del sistema de detección *in-vivo* puede realizarse utilizando métodos de Monte Carlo de transporte de radiación aplicados sobre maniqués numéricos que representen el cuerpo humano en formato digital. Diversos estudios han demostrado la utilidad de estos métodos para la calibración de sistemas de medida, [Koblinger 1975], [Goans, Warner 1979] y algún tiempo después se demostró la utilidad de utilizar conjuntamente los métodos de Monte Carlo con imágenes médicas (en este caso eran imágenes de resonancia magnética) para la calibración de sistemas de medida *in-vivo*, [Mallett et al. 1995].

El método numérico se basa en la construcción de un modelo que constituye la imagen computacional del procedimiento experimental, y que está formado por una serie de datos de entrada y algoritmos de cálculo que permiten simular de manera aproximada la realidad.

La representación geométrica del problema comprende dos tareas: la geometría del sistema de detección y la descripción anatómica del maniquí de calibración, y constituye la información básica de entrada al código de Monte Carlo.

Al igual que en la calibración convencional de los detectores, la calibración numérica se basa en el estudio del espectro de emisión de los radionucleidos contenidos en un maniquí. También en este caso, el grado de precisión de la calibración dependerá del detalle anatómico del maniquí numérico y de la representatividad de la distribución de radionucleidos en él.

El procedimiento de calibración requiere la medida en una geometría de fuente sencilla. El método se basa en la comparación de la eficiencia numérica calculada en el caso de un maniquí y la calculada con una fuente sencilla. La relación del número de fotones detectados en ambos casos proporciona un *Factor de Corrección*, FC_i , el cual puede aplicarse al resultado de la medida de la fuente sencilla. Este factor es una constante mientras se mantengan la misma fuente simple y la geometría de medida del sujeto. Por

tanto, la eficiencia de detección correspondiente a una geometría de medida i , Ef_i , se puede expresar como:

$$Ef_i = Ef_{exp_s} \times FC_i \quad (5)$$

donde

Ef_{exp_s} es la eficiencia experimental obtenida para una fuente sencilla
 FC_i es el factor de corrección obtenido numéricamente para esa geometría.

Para conseguir una calibración numérica adecuada deben tenerse en cuenta los siguientes aspectos:

- La geometría utilizada en la calibración debe ser la misma que la que se quiere utilizar en la medida experimental, puesto que el contaje depende de la configuración empleada.
- El maniquí numérico de calibración debe ser realista y recrear con alto grado de detalle la anatomía humana. Además, los materiales utilizados en los tejidos deben simular adecuadamente el comportamiento de la radiación al interaccionar con ellos.
- El sistema de detección debe ser cuidadosamente simulado para reproducir la respuesta del detector físico con el que se realizan las medidas del laboratorio.
- La simulación del transporte de radiación debe adaptarse a las condiciones del problema.

3.2.1. Simulación del proceso de detección

El funcionamiento del detector de semiconductor se basa en la interacción del fotón en la región sensible del detector con la consiguiente producción de portadores de carga que son arrastrados por el campo eléctrico hacia los electrodos. La señal de salida es esencialmente instantánea y de ella se deriva un impulso de voltaje proporcional a la carga creada en el detector, que está a su vez relacionada con la energía depositada en él por la radiación incidente. La curva que se obtiene es en realidad un histograma de

amplitud de impulsos que contiene el número de sucesos registrados en función de un intervalo de energía dado, también llamado canal. El histograma de amplitud de impulsos es el resultado de muestrear el espectro de energía en unas condiciones determinadas de medida. Este histograma proporciona información sobre algunas características de la radiación cuyo espectro se mide, como la distribución de energías e intensidades de la radiación emitida, y que es característica de la fuente emisora. Su estudio permite obtener información sobre la composición y la actividad de una fuente de radiación.

Esta distribución de pulsos puede simularse mediante la técnica de Monte Carlo y obtener un espectro análogo al de un detector, a partir del cálculo de la energía depositada en el volumen de detección por cada partícula emitida.

La forma específica del espectro se configura a partir de las contribuciones de los diferentes mecanismos de interacción de los fotones con la materia (efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares).

Cuando un fotón de energía E interacciona con el detector por medio del efecto fotoeléctrico, que es el mecanismo preferente para energías bajas, toda su energía se transmite a un electrón atómico que abandona el átomo con una energía $E-E_i$, siendo E_i la energía de ligadura. A la emisión del electrón le sigue un reordenamiento atómico que implica la emisión de electrones Auger y rayos X. Por tratarse de radiación de baja energía, tanto los electrones como los rayos X interaccionan en la vecindad del suceso anterior y, generalmente, depositan en él toda su energía. El resultado neto de la interacción fotoeléctrica es que toda la energía del fotón incidente es absorbida en el detector, contribuyendo a la formación del impulso correspondiente, que en el espectro de energías corresponde al pico fotoeléctrico o de absorción total, ver Figura 9.

Para interacciones que ocurran cerca del borde del detector, puede ocurrir que el rayo X producido escape sin interaccionar y se pierda su energía a efectos de formación del impulso. Ello da lugar a la aparición de un pico de escape, con energía $E-E_x$, siendo E_x la energía del rayo X. También los electrones pueden escapar del detector sin depositar su energía, lo que contribuirá a producir una cola de baja energía.

En el caso de interacción por efecto Compton, que predomina al aumentar la energía del fotón incidente, el fotón sufre una pérdida parcial de energía al ser dispersado por un electrón poco ligado. La energía del electrón después del choque es función del ángulo θ que forman las trayectorias del fotón incidente y el dispersado (ecuación 6) siendo el valor máximo el correspondiente a un ángulo de 180° (lo que se suele denominar borde Compton, ecuación 7).

$$E_{e^-} = E - E' = h\nu \frac{(h\nu / m_o c^2)(1 - \cos \theta)}{1 + (h\nu / m_o c^2)(1 - \cos \theta)} \quad (6)$$

$$E_{e^-} |_{\theta=\pi} = h\nu \frac{2h\nu / m_o c^2}{1 + 2h\nu / m_o c^2} \quad (7)$$

donde

$E = h\nu$	es la energía del fotón incidente
E'	es la energía del fotón dispersado
m_o	es la masa en reposo del electrón.

También pueden producirse eventos Compton múltiples, cuando el fotón dispersado vuelve a colisionar provocando un nuevo efecto Compton.

En el fenómeno de producción de pares, para energías superiores a 1,022 MeV, el fotón desaparece creándose un par electrón-positrón y la energía cinética del par es absorbida en el detector. Si el positrón interacciona con un electrón aniquilándose, da lugar a la producción de dos fotones de energía 0,511 MeV. Si son absorbidos en el detector, el suceso incrementará el área del pico de absorción total. Si uno de los fotones escapa del detector sin interaccionar, producirá un pico de escape simple de energía E-0,511 MeV y si ambos escapan se observará un pico de escape doble de energía E-1,022 MeV.

También pueden aparecer picos de retrodispersión que tienen lugar tras la interacción Compton de un fotón con el blindaje y su posterior absorción en el detector. Para ángulos de scattering mayores de unos 120° , la energía de los fotones resultantes es casi

idéntica. Por lo tanto, habrá muchos fotones con energías similares que producirán un pico en el espectro registrado.

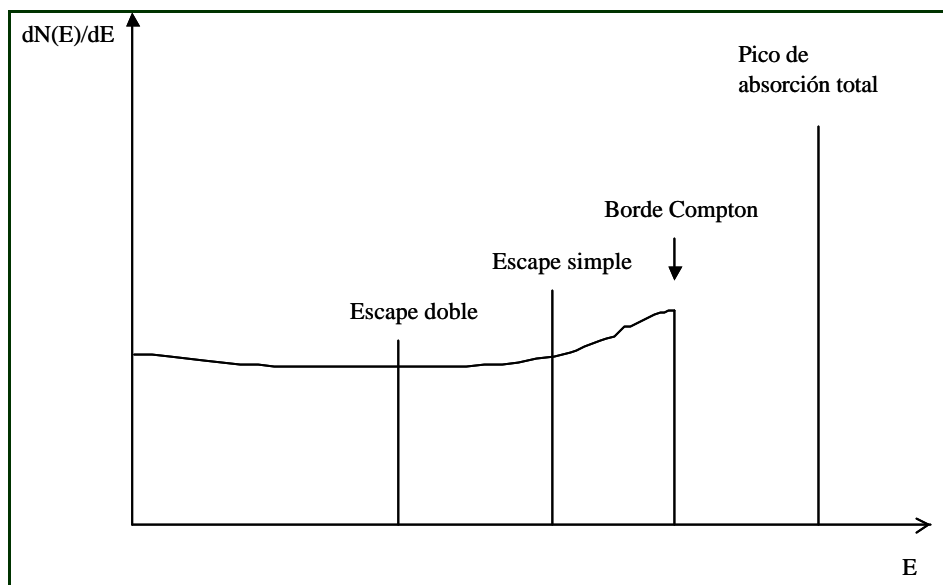


Figura 9. Espectro de energías ideal de un detector semiconductor

El análisis del espectro obtenido mediante la simulación numérica del proceso de detección nos proporciona la información necesaria para la calibración del equipo:

- El valor de la energía del pico fotoeléctrico permite verificar que el pico está centrado en la energía correspondiente a la emisión característica del elemento medido.
- La eficiencia de conteo se evalúa mediante la eficiencia de fotopico, que considera sólo las interacciones que depositan toda su energía en el detector. En la distribución de pulsos del espectro, estos sucesos de depósito total corresponden al pico fotoeléctrico que aparece en el extremo del espectro. El número de sucesos que contribuyen a ese pico se puede obtener mediante la integración del área bajo dicho pico, es decir, sumando las cuentas de todos los canales que pertenecen a ese pico de energía. El pico de máxima emisión del ^{241}Am es el de 59,541 keV (36%), por lo que es el área asociada a este fotopico la que se ha usado para el cálculo de la eficiencia. La detección de los fotones de

26,35 keV también es posible, pero los efectos de absorción en los tejidos introducen incertidumbres adicionales.

3.2.2. Etapas del proceso de calibración numérica y cálculo de la actividad

La calibración numérica de los detectores para medidas *in-vivo* requiere una serie de etapas:

- Descripción geométrica del problema, tanto del sistema de detección como del maniquí antropomórfico, en el cual se simula la distribución de contaminante correspondiente. Caracterización de los materiales y selección de datos de secciones eficaces.
- Implementación del problema en el código de Monte Carlo de transporte de radiación. Descripción de los modelos físicos de interacción de la radiación con la materia.
- Ejecución del código y obtención del espectro de radiación correspondiente, cuyo análisis permite calcular el valor de la eficiencia de detección.

Como ya se ha mencionado, la comparación de las eficiencias numéricas calculadas con un maniquí en cierta geometría de medida y con una fuente sencilla proporciona un factor de corrección, que puede aplicarse sobre la eficiencia obtenida experimentalmente con fuente sencilla para obtener la eficiencia de detección correspondiente a esa geometría.

Finalmente, el cálculo de la actividad se realiza a partir de la medida directa en unas condiciones geométricas determinadas y dicho valor de eficiencia:

$$Actividad = \frac{cps_i}{Ef_{exp_s} \cdot FC_i} \quad (8)$$

donde

cps_i es la tasa de recuento (cuentas por segundo) en una geometría dada i

Ef_{exp_s}	es la eficiencia experimental en un caso sencillo
FC_i	es el factor de corrección obtenido numéricamente para esa geometría.

De manera resumida, las Figuras 10 y 11 presentan las etapas seguidas para la calibración numérica de los detectores y su empleo en la estimación de la actividad de

²⁴¹Am depositado en el cráneo de un individuo, respectivamente.

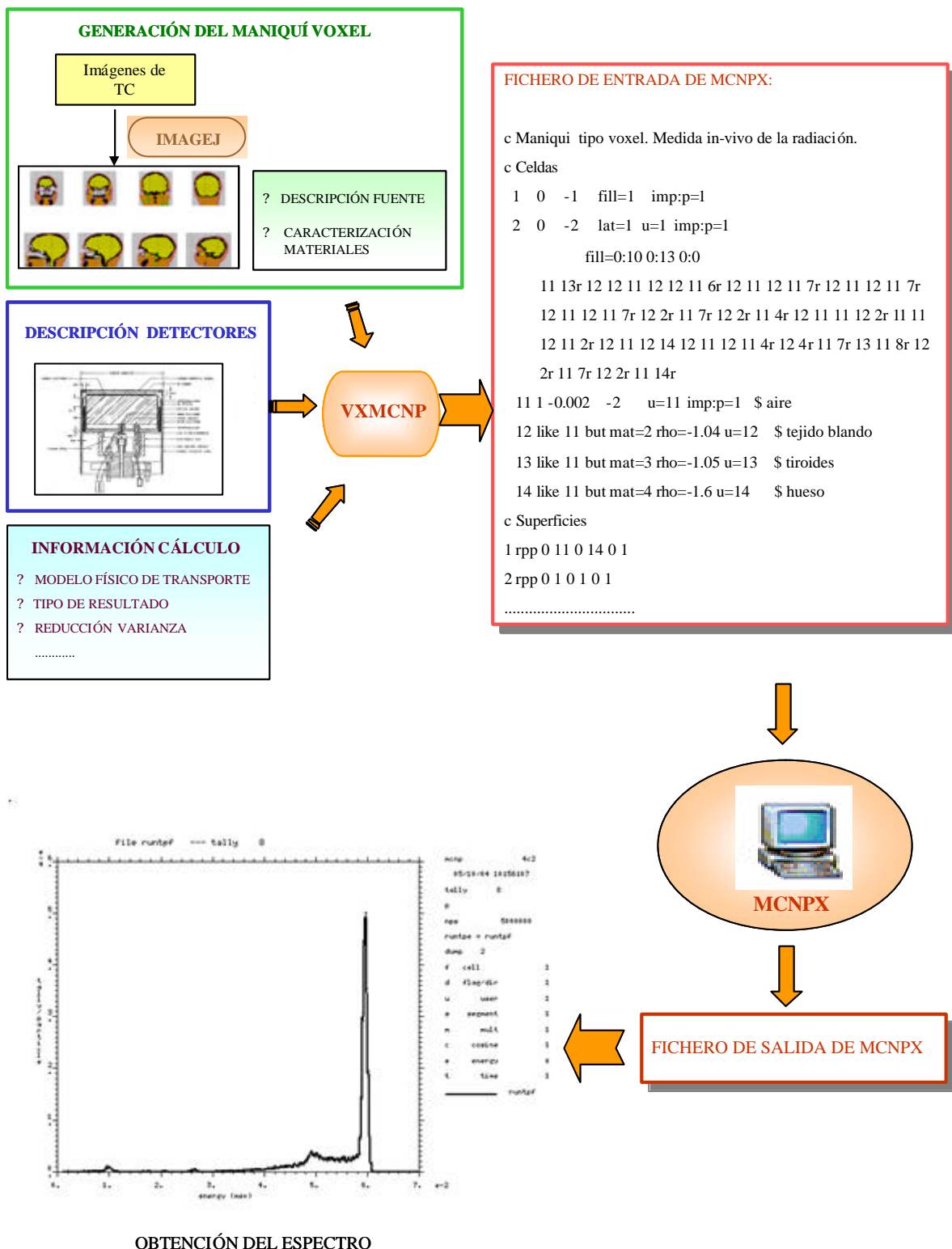


Figura 10. Esquema de las etapas seguidas para la calibración numérica de detectores para medida *in-vivo* de la radiación. Cálculo de la eficiencia numérica de detección.

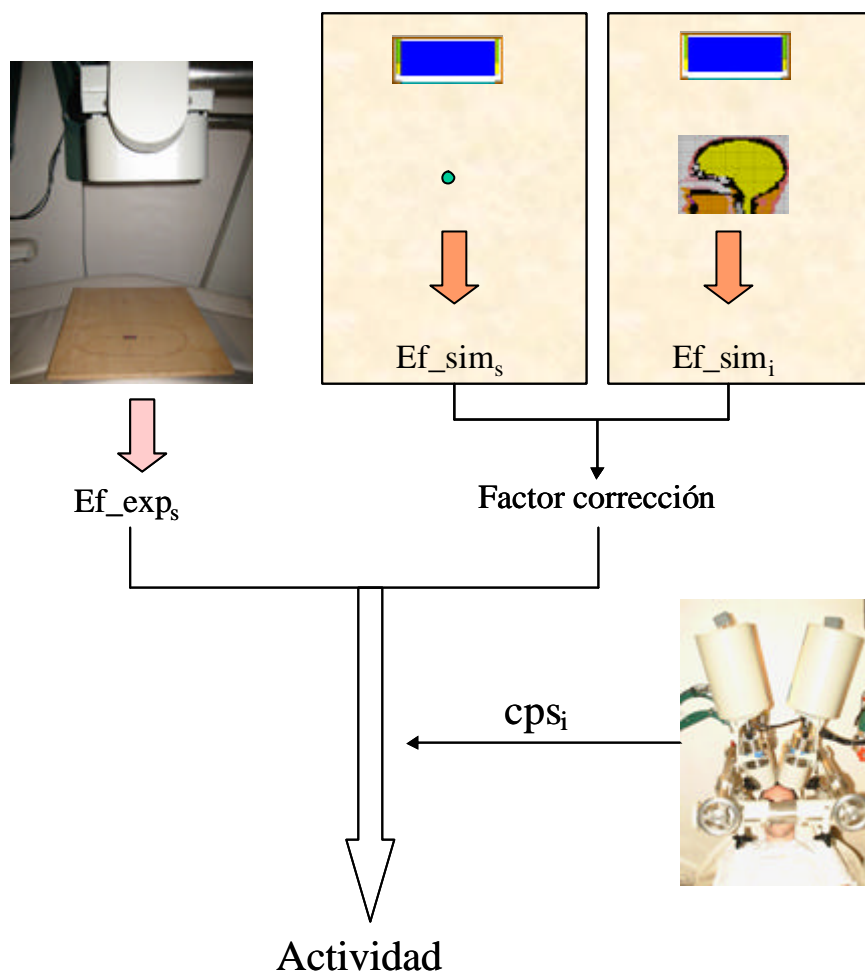


Figura 11. Método de cálculo de la actividad a partir de la medida en cráneo.

3.3. MANIQUÍES NUMÉRICOS

Un maniquí numérico (o computacional) es una representación analítica de la anatomía humana que puede ser expresada mediante ciertas relaciones matemáticas. El rango de posibilidades va desde los maniqués simples con formas geométricas tipo esfera o cilindro, hasta maniqués complejos que representan de forma realista las características anatómicas. Una revisión de maniqués usados en distintos campos de la medicina y en protección radiológica se presenta en [ICRU48 1992].

Se han desarrollado dos tipos de maniqués numéricos: los matemáticos y los tomográficos.

3.3.1. Maniqués matemáticos

Los maniqués matemáticos utilizan expresiones matemáticas para representar superficies planas, cilíndricas, elípticas o esféricas con las que describir los órganos y tejidos. La expresión cuadrática más usada para describir los órganos en los modelos matemáticos es del tipo:

$$a\left(\frac{x-X_0}{a}\right)^2 + b\left(\frac{y-Y_0}{b}\right)^2 + g\left(\frac{z-Z_0}{c}\right)^2 \leq 1 \quad (9)$$

donde **a**, **b** y **g** son constantes que valen 0 o 1 según la forma geométrica que representen.

El más conocido es el modelo desarrollado por el Medical International Radiation Dose Committee, comúnmente llamado MIRD-5, [Snyder et al. 1978]. Se trata de un maniquí adulto hermafrodita construido con fines dosimétricos y en el que se distinguen tres secciones principales: un cilindro elíptico que representa el torso, brazos y caderas; conos truncados para las piernas; y un cilindro elíptico para la cabeza y cuello. Está basado en un paciente de referencia de 70 kg de peso y 170 cm de altura. Se modelizaron más de 40 órganos y tejidos, con tres materiales de distintas densidades:

hueso, tejido blando y pulmón. Una vista exterior e interior del maniquí se muestra en la Figura 12. Desarrollos posteriores resultaron en la serie de maniqués ORNL, [Cristy, Eckerman 1987], que incluye un recién nacido, niños de 1, 5, 10 y 15 años y un adulto. Distintos contenidos de agua y minerales diferencian los órganos según las edades. Los tamaños son los correspondientes a un individuo medio. También se desarrollaron maniqués diferenciados masculinos y femeninos, [Kramer et al. 1986], y se describió con más detalle la barbilla para obtener valores de dosis en tiroides más realistas.

Este tipo de expresiones son fácilmente implementadas en un programa informático y tanto sus dimensiones como sus posiciones geométricas pueden ser variadas de manera sencilla. Su utilización en un código de cálculo conlleva unos requisitos mínimos de memoria y de tiempo de cálculo. Sin embargo, la complejidad del cuerpo humano difícilmente puede representarse mediante el uso de ecuaciones matemáticas.

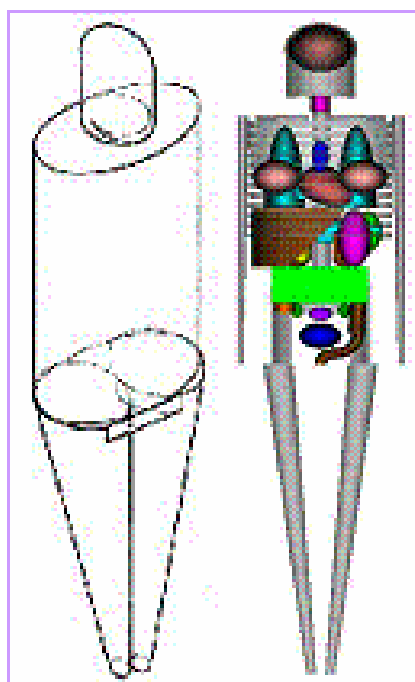


Figura 12. Vista exterior e interior del maniquí matemático MIRD.

3.3.2. Maniqués tomográficos

Los maniqués tomográficos (o tipo *voxel*) se han desarrollado más recientemente y se basan en imágenes médicas de tomografía computerizada (TC) o resonancia magnética (RM) para producir una representación digital y tridimensional del cuerpo a partir de escaneados de alta resolución. Estos maniqués proporcionan un alto grado de detalle y representan la anatomía humana con enorme precisión, lo cual es particularmente importante en el caso de radionucleidos emisores de fotones de baja energía depositados en órganos de geometrías complejas que, al ser fuertemente atenuados a su paso por la materia, son muy dependientes del maniquí.

Basándose en el mismo proceso de absorción de los rayos X que la radiografía convencional, la técnica de TC fue descrita y puesta en práctica por el Dr. G. Hounsfield en 1972, [Hounsfield 1980], demostrando que los rayos X que atraviesan un cuerpo contienen información de todos los constituyentes por los que se transporta el haz de radiación. Permite así una diferenciación superior de los tejidos y evita la superposición de estructuras subyacentes. El uso de la técnica se extendió a partir de los años 90 para la toma de imágenes del cuerpo humano en tres dimensiones, siendo en la actualidad la fuente principal de información anatómica.

Un examen completo de TC consiste en un número de cortes de imágenes contiguas, siendo cada una de estas imágenes un mapa de atenuación de los tejidos en el área de interés.

El coeficiente de atenuación lineal expresa la atenuación que sufre un haz de rayos X al atravesar un determinado espesor de una sustancia dada. Este coeficiente es específico de cada sustancia o materia. El problema de la formación de la imagen en tomografía se resume a determinar cuánto es atenuado un haz de rayos X cuando el mismo atraviesa una sección determinada y a representar esta información en forma de imagen.

Para un haz fino de radiación monoenergética que atraviesa un determinado espesor de material, la atenuación del haz se caracteriza por la ley de atenuación exponencial:

$$I = I_o \cdot e^{-m \cdot d} \quad (10)$$

siendo

- I la intensidad del haz tras atravesar el material
- I_o la intensidad del haz incidente
- m coeficiente de atenuación del material
- d espesor de material que atraviesa el haz de radiación.

Si consideramos el cuerpo como un volumen compuesto por un gran número de elementos de igual tamaño, cada uno de los cuales posee un coeficiente de atenuación constante, la atenuación de una serie de haces incidentes sería la mostrada en la Figura 13.

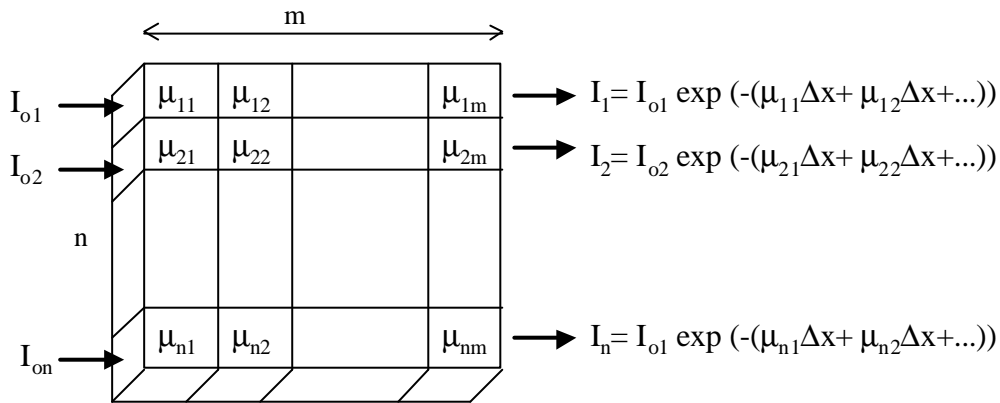


Figura 13. Atenuación de una serie de haces finos incidentes sobre un cuerpo dividido en $n \times m$ elementos de anchura Δx .

El logaritmo del cociente I/I_o es proporcional a la suma de los coeficientes de atenuación de todos los elementos que atraviesa la radiación. A partir de una serie de proyecciones es posible reconstruir la imagen resolviendo el sistema de ecuaciones de atenuación mediante distintos algoritmos, que en su mayoría están basados en el uso de transformadas de Fourier.

La unidad de información básica de la imagen es un elemento de volumen denominado *voxel* (del inglés **V**olume **p**i**X**EL). Cada uno de estos *voxels* presenta una absorción

característica del material y se representa por un determinado tono de gris para formar en definitiva la imagen tridimensional resultante de una sucesión de imágenes contiguas.

A cada elemento de la imagen reconstruida se le asigna un valor expresado en Unidades de Hounsfield (UH), que está relacionado con el coeficiente de atenuación del *voxel* correspondiente y que está normalizado al coeficiente de atenuación del agua. Su expresión matemática es:

$$UH = 1000 \cdot \frac{\mu_{material} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \quad (11)$$

La escala de Hounsfield asigna el valor cero al agua y el -1000 al aire, que representa prácticamente la ausencia de atenuación. Los valores UH para algunos materiales y tejidos se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Escala de Hounsfield

Material	UH	μ (cm ⁻¹)
Hueso	808	0,38
Agua	0	0,21
Músculo	-48	0,20
Grasa	-142	0,18
Aire	-1000	0,0

Básicamente, el equipo de adquisición de imágenes está compuesto por un tubo generador de rayos X, que emite radiación colimada, un sistema de detección de radiaciones, que mide la intensidad del haz después de atravesar el cuerpo y un ordenador, al que se envía la señal para ser analizada y reconstruir la imagen. La fuente y el detector son parte de una estructura circular que rodea al objeto en el plano de la sección transversal deseada. El colimador determina el grosor del corte (usualmente 1 – 10 mm).

El análisis de la señal detectada conlleva un método matemático complejo para determinar el coeficiente de atenuación lineal de cada *voxel* en la matriz. El resultado de los cálculos es asignar a cada elemento un número UH entre -1000 y +1000. De acuerdo a este número, a cada tejido se le hace corresponder un color de la escala de grises. El blanco brillante se le asigna al hueso cortical, el negro al aire y un gris central al agua. El gran contraste de la tomografía computerizada se debe a que utiliza de 32 a 64 niveles de grises, que son más que suficientes ya que el ojo humano sólo diferencia de 20 a 30 niveles de grises.

Cada imagen consiste en una matriz de píxeles, cuyo número depende de la resolución. Las imágenes consecutivas pueden unirse para representar el cuerpo en tres dimensiones, mediante *voxels* de unos pocos milímetros de lado, con un grado de realismo que dependerá de la resolución del sistema de escaneado. Los *voxels* se agrupan apropiadamente para configurar órganos, y cada uno está asociado a un número que identifica el tejido.

Los primeros modelos del cuerpo humano construidos a partir de TC se usaron con fines médicos, [Gibbs et al. 1984], [Williams et al. 1986]. En la literatura se encuentran distintos maniqués tomográficos, entre los que destacan:

- El maniquí de Zubal de la Universidad de Yale, [Zubal et al. 1994]. Fue generado a partir de imágenes de TC y RM de un hombre de peso y dimensiones similares al hombre de referencia definido en [ICRP89 2002], que tiene 176 cm de altura y 73 kg de peso. El tamaño de *voxel* es de 4 mm y el maniquí consta de casi 4 millones de *voxels*.
- El maniquí Norman del NRPB (organización de radioprotección británica actualmente parte del HPA), [Jones 1997]. Fue creado originalmente para estudios en campos electromagnéticos. Se generó a partir de imágenes de RM de un hombre y se dimensionó para ajustarse al tamaño del hombre de referencia. Está descrito por unos 8 millones de *voxels* de un tamaño aproximado de 2 mm de lado. La información del maniquí ocupa alrededor de 36 MB.

- La colección de maniqués del GSF (instituto de radioprotección alemán), [Zankl, Wittmann 2001] y [Petoussi-Hens et al. 2002]. Se obtuvieron a partir de TC de individuos reales. Incluye dos maniqués pediátricos y cinco adultos de ambos sexos con diferentes edades y estaturas. El tamaño de *voxel* de los maniqués varía entre 3 y 35 mm³ y el detalle en cuanto a número de órganos representados también es diferente.
- El maniquí VIP-MAN, [Xu et al. 2000]. Fue construido a partir de imágenes de TC, RM y fotografías en color obtenidas de la biblioteca de imágenes médicas del proyecto Visible Human Project. Cuenta con una resolución de 0,33 mm × 0,33 mm × 1 mm y un total de 3 billones de *voxels*.

Los maniqués matemáticos se utilizan para representar al hombre de referencia en cuanto a tamaños y volúmenes medios de los órganos, sin embargo, son descripciones aproximadas y muy simplificadas del cuerpo. Por el contrario, el maniquí tomográfico es una reproducción realista de un individuo concreto y por lo tanto, sus características anatómicas variarán respecto a los valores medios. Las principales diferencias entre ambos tipos de maniqués se resumen en la Tabla 2.

Tabla 2. Principales diferencias entre los maniqués matemáticos y tomográficos del cuerpo humano.

	Matemático	Tomográfico
Forma de órgano	Simplificada	Realista
Tamaño	Medio, representativo	Variable
Topología	No realista	Realista
Esqueleto	Homogéneo	Partes del hueso separadas

El uso de maniqués numéricos ofrece muchas ventajas sobre los maniqués físicos convencionales para calibración:

- Permite disponer de gran cantidad de maniqués sin los requisitos de espacio de almacenaje y de coste económico que conllevan los convencionales.
- No implican el manejo de fuentes radiactivas.
- Son fácilmente intercambiables a la hora de hacer comparaciones entre laboratorios.
- Pueden construirse directamente a partir de un individuo real y reproducirlo con alto grado de detalle y así tener maniqués personalizados adecuados a cada caso.
- Pueden retocarse para estudiar el efecto sobre la calibración de ciertas variaciones en el maniquí, como puede ser la densidad de los tejidos o cambios de tamaño.
- Permiten cualquier patrón de distribución del contaminante, desde suponer una distribución homogénea, como localizarla en partes de órganos o sólo fuentes puntuales.

Los borradores de las próximas recomendaciones de ICRP, [ICRP 2005], aconsejan el uso de maniqués tipo *voxel* basados en los trabajos del instituto alemán GSF para su uso en dosimetría.

3.3.3. Construcción de maniqués a partir de imágenes tomográficas segmentadas

Uno de los maniqués tomográficos utilizados en la realización de este trabajo se ha basado en el creado por el grupo de la Universidad de Yale que lidera el Dr. G. Zubal, [Zubal et al. 1994]. El modelo del cuerpo humano procede de imágenes de TC y RM tomadas a un individuo de 175 cm de alto y 70 kg de peso. La información anatómica puede descargarse de la página web de la Universidad de Yale (<http://noodle.med.yale.edu/phantom/phantomindex.htm>). Algunos cortes del maniquí de Zubal se muestran en la Figura 14.

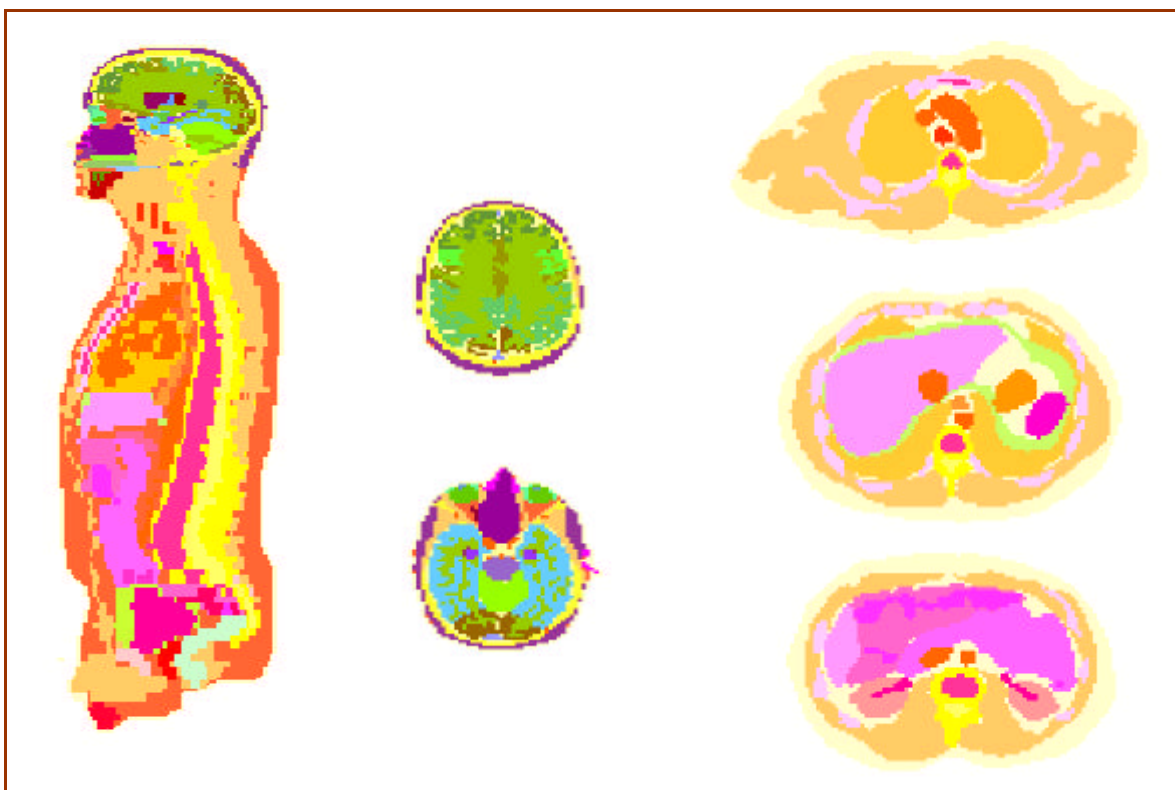


Figura 14. Sección sagital, a la izquierda, y varias secciones axiales a diferentes alturas del maniquí de Zubal segmentado.

Las imágenes originales fueron tomadas con un espaciado de 1 cm a lo largo del eje Z, excepto en la cabeza y cuello donde fue de 0,5 cm. Las imágenes se reconstruyeron en una matriz de 512×512 píxeles con una resolución de 1 mm en el plano XY.

Después de un detallado proceso de delineación de los órganos internos (segmentación de imágenes), en el que se identificaron 35 órganos, cada punto de la imagen lleva asociado un índice que designa el órgano al que pertenece. Las masas de los órganos se determinan como la suma de los volúmenes de los *voxels* que pertenecen a un órgano multiplicado por la densidad del tejido correspondiente. En la Tabla 3 se muestran las masas y número de *voxels* de varios órganos del maniquí.

Tabla 3. Detalle de alguno de los órganos del maniquí de Zubal.

	Número de <i>voxels</i>	Masa (g)
Hígado	29277	1948
Riñones	7618	507
Pulmones	62374	1181
Bazo	5568	370
Glándula suprarrenal	62	4
Vejiga	3147	209
Páncreas	792	52
Corazón	9354	622
Caja torácica y esternón	28685	1909
Huesos largos	7673	510
Músculo esquelético	303002	20167

Los datos originales fueron transformados en una matriz de $128 \times 128 \times 246$ elementos con una resolución de *voxel* de 4 mm de lado, mediante la combinación de píxeles en el plano XY y la duplicación de rodajas a lo largo del eje Z. Estos ficheros ocupan un volumen de 29 MB.

A partir de esta información anatómica ya segmentada se han generado una serie de maniqués (de cabeza, rodilla y tórax) para su utilización en el desarrollo de este trabajo. La generación de los maniqués ha necesitado seleccionar los cortes tomográficos de interés y agrupar los órganos de forma conveniente para simplificar el número de estructuras anatómicas.

3.3.4. Construcción de maniqués mediante segmentación de imágenes tomográficas

El proceso completo de construcción de un maniquí numérico comprende varios pasos:

1. Adquisición de las imágenes.
2. Identificación y segmentación de órganos.
3. Distribución de la fuente de radiación contenida en el maniquí.
4. Asignación de las propiedades físicas de los tejidos.

La primera etapa de la construcción del maniquí es la adquisición de las imágenes de TC del órgano o cuerpo de interés con una resolución adecuada. Así se obtiene una serie de cortes contiguos a lo largo de un eje con imágenes en dos dimensiones del cuerpo. La información se almacena en tantos ficheros como cortes transversales, con las coordenadas x,y de cada dato. Los diferentes niveles de grises de las imágenes representan las distintas densidades de los tejidos. Estos ficheros están en formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), que es el estándar usado en la comunidad médica para comunicación e intercambio de este tipo de imágenes. Contienen también información sobre el número de píxeles, de imágenes, la escala de color y algunos datos irrelevantes para nuestro caso, como son los relativos al paciente.

El siguiente paso es la discretización de la anatomía. A partir de las imágenes hay que delinear las superficies y los órganos internos, que se diferencian por los diferentes tonos de grises de los tejidos. Mediante un proceso que se denomina segmentación, se relaciona cada *voxel* con el órgano al que pertenece y se le asigna un número de identificación de tejido. Este identificador lleva asociadas unas propiedades de atenuación uniformes para todos los *voxels* que conforman un órgano determinado. La Figura 15 muestra un ejemplo de imagen antes y después de la segmentación.

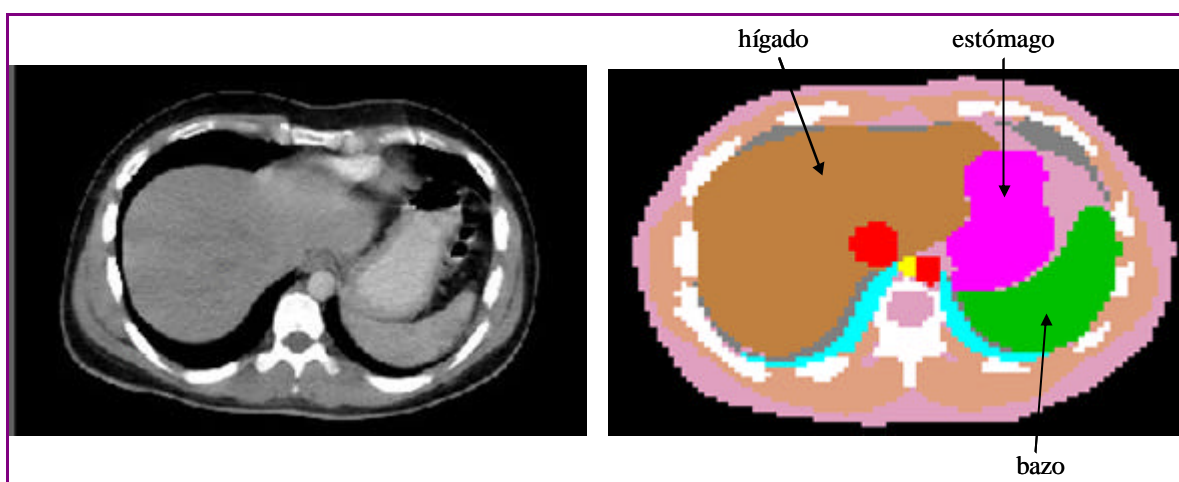


Figura 15. A la izquierda, imagen de tomografía computerizada de un corte abdominal y a la derecha una imagen ya segmentada.

El proceso de segmentación se realiza con la ayuda del programa de procesamiento y análisis de imágenes ImageJ siguiendo una serie de pasos:

- I. Se importan las imágenes DICOM de la tomografía. Para ello se selecciona la opción *File/Import/Image Sequence* indicando el número de ficheros, o bien la opción *File/Import/Raw* junto con la resolución de píxeles de las imágenes en anchura y altura.
- II. Se modifica la profundidad de color (bits por píxel) convirtiendo la imagen original de 12 bits a 8 bits mediante un escalado lineal a 256 niveles de gris, que proporciona una clara y buena imagen para la mayoría de las imágenes que no tienen colores.
- III. Se selecciona un perímetro alrededor del objeto de interés para eliminar estructuras exteriores (por ejemplo, sujeciones del cuerpo a la hora de tomar las imágenes de TC). Para especificar con detalle un área de la imagen en términos de píxeles se utiliza el comando *Edit/Selection/Specify*.

- IV. Mediante la función *Histogram*, se muestran los niveles de grises que aparecen en la imagen y el número de píxeles que se corresponden con cada uno de esos valores de gris.
- V. Se ajustan el brillo y el contraste de la imagen para mejorar la calidad de la misma con la opción *Image/look-up table*, con la que el valor de los píxeles permanece igual.
- VI. La función *Image/Adjust/Threshold* permite seleccionar un rango de grises y asignar a todos los *voxels* cuyo gris original estuviese en el rango definido, un color homogéneo que esté asociado a un cierto órgano del cuerpo. La Figura 16 muestra las ventanas que permiten estas funciones en el software ImageJ.
- VII. Finalmente, las imágenes se guardan como una pila en formato TIFF para poder visualizarlas. El resultado también se guarda como fichero ASCII para poder manipularlo y convertirlo a una entrada válida para el código de Monte Carlo.

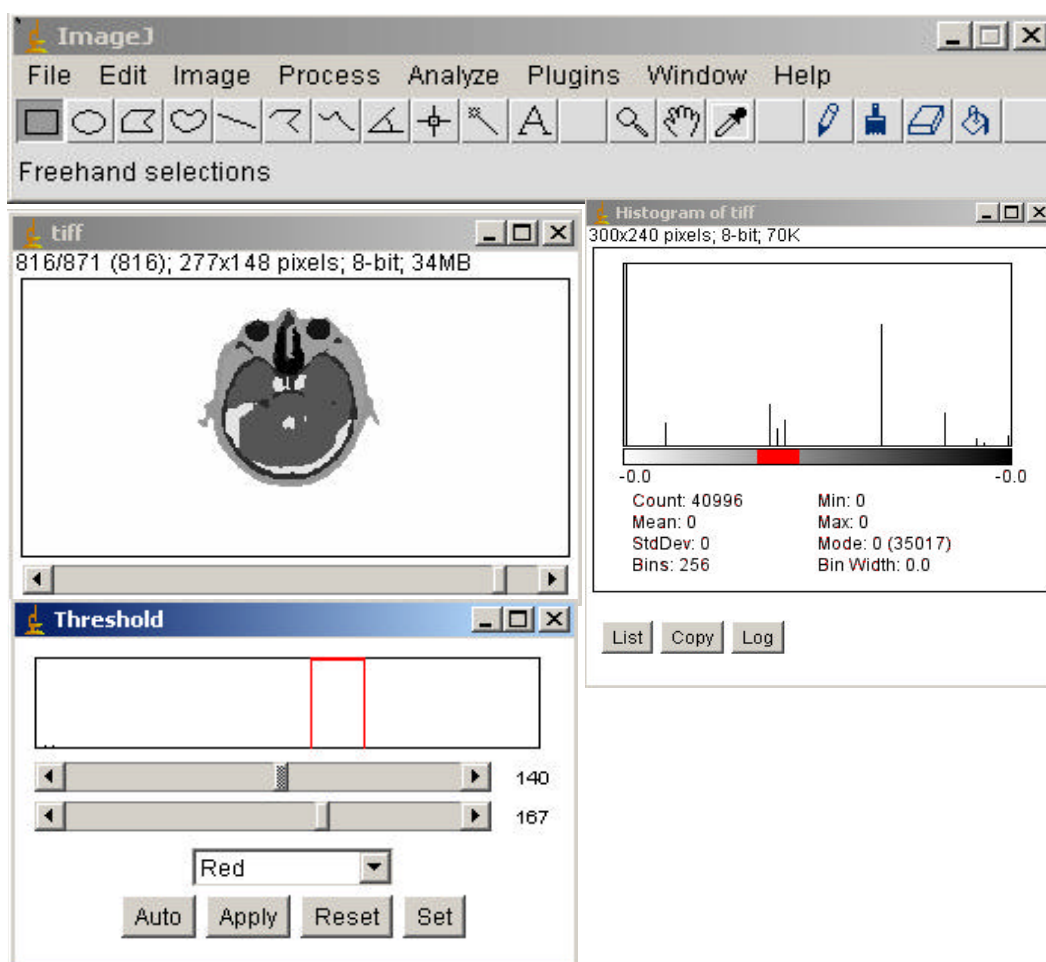


Figura 16. Proceso de segmentación de imágenes con el software ImageJ.

La automatización del proceso se ha realizado implementando esta secuencia de instrucciones en macros de ImageJ, de manera que una pila de cortes tomográficos pueda ser segmentada de una sola vez y aplicando los mismos criterios. Las macros generadas son *Segment3.txt* y *CreateVXPHANTOM.txt*, las cuales pueden descargarse desde el servidor <ftp://ftp.ciemat.es/pub/vxphantoms/>. La descripción de las macros se puede consultar en el Apéndice V. Para su ejecución, basta seleccionar la instrucción *Plugins/Macros/Run* del programa ImageJ. Como resultado se generan una serie de ficheros ASCII necesarios para la descripción completa del maniquí. Estos ficheros son:

➤ ***vxgeom.dat***, que contiene la información anatómica del maniquí segmentado. Consiste principalmente en una serie de números enteros, correspondiendo cada uno a un *voxel* de la red tridimensional del maniquí. El valor numérico identifica el órgano o tejido al que pertenece dicho *voxel* y su posición determina la localización del *voxel* dentro de la red tridimensional. La estructura del fichero es la siguiente:

1ª línea:	Δx	Tamaño del <i>voxel</i> en eje x (cm)
2ª línea:	Δy	Tamaño del <i>voxel</i> en eje y (cm)
3ª línea:	Δz	Tamaño del <i>voxel</i> en eje z (cm)
4ª línea:	n_x	Nº de <i>voxels</i> en el eje x
5ª línea:	n_y	Nº de <i>voxels</i> en el eje y
6ª línea:	n_z	Nº de <i>voxels</i> en el eje z
siguientes líneas :	i j k id_organ	Índices de posición y de órgano

vxgeom.dat			
0.5			
0.5			
0.5			
32			
75			
44			
1	1	1	3
1	1	2	3
1	1	3	3
1	1	4	3
.....			

Figura 17. Ejemplo de fichero con la información anatómica segmentada. Corresponde al maniquí segmentado de la rodilla de Spitz con resolución $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$.

➤ **vxsource.dat**: para especificar en qué *voxels* se localiza la fuente de radiación de acuerdo al siguiente formato:

cada línea: i j k Índices de posición

vxsource.dat		
8	31	28
8	31	29
8	31	30
8	32	27
8	32	28
.....		

Figura 18. Ejemplo de fichero con la información de la distribución de la fuente. Corresponde al maniquí Spitz con la fuente distribuida en el hueso.

➤ **vxmat.dat**: para especificar los materiales del maniquí de acuerdo al siguiente formato:

1ª línea:	id_organ	Índice de órgano
	mat_num	Índice de material
	mat_name	Nombre del material
	density	Densidad
	num_element	Número de elementos en el material
siguientes líneas :	id_element	Índice de elemento
	fraction	Fracción de cada elemento

vxmat.dat				
1	1	tissue	0.1050E+01	9
		1000.	-0.102	
		6000.	-0.143	
		7000.	-0.034	
		8000.	-0.710	
		11000.	-0.001	
		15000.	-0.002	
		16000.	-0.003	
		17000.	-0.001	
		19000.	-0.004	
2	2	bone	0.1180E+01	12
			

Figura 19. Ejemplo de fichero con la información de composición de los tejidos. Corresponde al maniquí segmentado de la rodilla de Spitz.

La descripción de los materiales que constituyen cada órgano se hace en base a sus densidades y composiciones elementales, y han sido especificados de acuerdo a las recomendaciones de la Comisión Internacional ICRU para materiales simuladores de tejidos humanos en protección radiológica [ICRU46 1992].

Esta técnica nos permite la construcción de maniqués de calibración personalizados, ajustados a las características anatómicas propias del individuo y con una contaminación específica en su interior, sin más que disponer de las imágenes de tomografía del cuerpo. El método utilizado hasta ahora consistía en introducir unos ciertos factores de corrección a los factores de calibración para obtener unos valores específicos de acuerdo a las características del individuo a medir, [Kang et al. 1993]. El valor de estos factores es particularmente decisivo en la medida de radiaciones de baja energía como es el caso que nos ocupa.

3.3.5. Maniquíes tomográficos para simulación por Monte Carlo. Generación automática del archivo de entrada para MNCP/MCNPX

El código de Monte Carlo MCNPX se ha utilizado para representar la geometría del problema (maniquí y equipo de detección), simular la contaminación en los tejidos, transportar la radiación a través del cuerpo humano y finalmente simular el proceso de detección en los detectores de germanio y obtener el espectro de energía depositada en los mismos. De manera general, para ejecutar este código, el usuario crea un fichero de entrada con formato de texto, que contiene la siguiente información:

- Descripción geométrica del escenario.
- Densidad y composición de los materiales que intervienen.
- Localización y características de la fuente emisora de radiación.
- Modelo de interacción de la radiación.
- Selección de las librerías de secciones eficaces.
- Tipo de resultado que se quiere obtener (*tally* en el lenguaje del código).
- Técnicas de reducción de varianza para mejorar la eficiencia del código.
- Número de historias a simular.

Los detalles relativos a la implementación de las instrucciones en el código se pueden consultar en el Apéndice III.

Un ejemplo del fichero de entrada generado para la medida de un maniquí de rodilla con cuatro detectores de Ge situados en vertical sobre ella se muestra en el Apéndice IV. La descripción de la geometría correspondiente a los *voxels* no está completa debido a su extensión (el fichero completo tiene más de 6000 líneas de texto).

La construcción del fichero de entrada al código de Monte Carlo se ha hecho de forma semi-automática con la ayuda de un programa desarrollado en Fortran, el cual permite:

- Seleccionar el formato del fichero de entrada, MCNP o MNCPX, que para la opción de estructuras repetidas presentan diferencias en la definición de la geometría y en la estructura de *tally*.
- Leer la información anatómica del fichero ASCII vxgeom.dat y escribirla en forma de universos y repetición de estructuras.
- Especificar el órgano donde se localiza la fuente y el tipo de distribución del contaminante en el mismo (superficial o en todo el volumen) a partir del fichero ASCII vxsource.dat.
- Incluir la información sobre la composición y densidad de los materiales del fichero vxmat.dat.
- Añadir la geometría correspondiente al sistema de detección con los movimientos de traslación y rotación necesarios para reproducir una geometría de medida.
- Elegir el tipo de partículas y las energías de emisión. MCNPX permite la simulación de distintos tipos de partículas en la misma ejecución.
- Modificar el modelo físico de transporte de la radiación.
- Seleccionar el tipo de resultado que se desea (puede ser múltiple), por ejemplo, la distribución de pulsos en el detector, la fluencia de partículas, la energía absorbida en otro órgano, ...

3.4. CÁLCULO DE INCERTIDUMBRES

Además del resultado del cálculo, es necesario dar una indicación de la calidad del mismo con la que poder juzgar su fiabilidad. La incertidumbre asociada a una medida es el parámetro que caracteriza la dispersión de los valores que podrían ser razonablemente atribuidos a la cantidad que se pretende medir, [ISO 1995]. Este parámetro puede ser, por ejemplo, la desviación típica, que cumple todas las condiciones requeridas para evaluar y expresar correctamente la incertidumbre².

Se denomina **incertidumbre típica**, u_x , a la incertidumbre de un resultado que esté expresada como una desviación típica. Cuando la incertidumbre se obtiene partiendo de los valores de la incertidumbre típica de otras magnitudes, se habla de **incertidumbre típica combinada**, u_c . La **incertidumbre relativa** viene expresada respecto al valor del resultado.

Dependiendo del método empleado para su determinación, las componentes de la incertidumbre pueden agruparse en:

- Tipo A, que son las que se estiman mediante procedimientos estadísticos, partiendo de la distribución de los resultados de una serie de observaciones.
- Tipo B, que se evalúan por otros métodos, asumiendo una distribución de resultados basada en otras fuentes de información.

En cuanto a las incertidumbres de tipo estadístico asociadas al resultado calculado a partir de una serie de medidas, si tomamos la media aritmética como el mejor estimador del resultado, conviene adoptar como incertidumbre típica la desviación típica de la media, es decir, $u_x = S_x$.

² El método usado para estimar la incertidumbre debe ser **universal**, es decir, debe poder aplicarse a cualquier clase de mediciones y a cualquier tipo de datos de entrada. El valor obtenido debe ser: **internamente consistente**, es decir, que debe poderse deducir de sus propios componentes y ha de ser independiente de cómo estos componentes se agrupen o desagrupen en subcomponentes, y **transferible**, o sea, que pueda utilizarse directamente como componente de la incertidumbre de otra medición en la que se use como dato de entrada.

Para la estimación de incertidumbres tipo B debe intentarse conocer la distribución estadística que podría más plausiblemente serle atribuida al conjunto de medidas. El caso más sencillo es cuando se tienen establecidos los límites del intervalo pero se carece de información acerca de la forma de la curva de densidad de probabilidad. En este caso se puede hacer la hipótesis menos comprometida, que consiste en asumir una distribución uniforme, es decir, la probabilidad de que el resultado esté comprendido entre los valores $-a$ y a es igual a 1 y nula fuera del intervalo. En este caso la incertidumbre típica resulta ser $u_x = a/\sqrt{3}$.

Cuando el resultado depende de una serie de magnitudes independientes entre sí, según una función $Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N)$, su incertidumbre típica combinada se obtiene mediante la fórmula de propagación de las varianzas:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 \cdot u^2(x_i) \quad (12)$$

donde $u(x_i)$ es la incertidumbre típica, bien tipo A o tipo B, del estimador de la magnitud de entrada x_i .

Los resultados de MCNX, como se explica en el Apéndice III, vienen acompañados de un error relativo asociado $R = S_x/x$. El término “error” es parte de la nomenclatura tradicional empleada por este código antes de que se distinguiese entre “error” e “incertidumbre”. El código se ha ejecutado un número de historias suficiente para conseguir errores relativos menores de 0,1, que es el valor que se considera fiable según los autores, [Pelowitz 2005].

Pero además, interesa conocer el efecto que tienen sobre el resultado otro tipo de factores, como por ejemplo, la incertidumbre asociada al posicionamiento de los detectores. La manera de calcular estas componentes de la incertidumbre ha sido variar cada parámetro de forma individual manteniendo el resto fijos y asumir que no hay correlación entre los parámetros para calcular la incertidumbre combinada.

3.5. SISTEMAS Y PROGRAMAS INFORMÁTICOS UTILIZADOS

El entorno de computación científica del CIEMAT está constituido por unas plataformas de tecnología en permanente actualización y de grandes prestaciones que están además abiertas a entidades públicas nacionales académicas o de investigación y accesibles a través de Internet.

La máquina utilizada para el desarrollo de este trabajo ha sido una SGI Altix 3700, llamada Fenix, que consta de 96 procesadores Itanium 2 a 1,3 Ghz, 192 Gbytes de memoria y 600 Gbytes de disco local.

El sistema operativo es Linux de 64 bits Red Hat 7.2 con SGI ProPack, que incluye cualidades y mejoras de rendimiento ideales para posibilitar a los usuarios resolver problemas computacionales con cantidades de datos enormes.

Cuenta con los compiladores Intel (compiladores de Fortran, C y C++ compatible con gcc y C99 estándar) y GNU (Fortran (g77) y C (gcc)). Dispone de herramientas de depuración y optimización, librerías y paquetes gráficos, librerías de cálculo numérico, planificador de procesamiento paralelo, distribución dinámica de procesos, etc.

La máquina Fenix dispone de un sistema operativo que es multiproceso. Esto permite una mayor flexibilidad a la hora de administrar los trabajos de los usuarios. En esta plataforma es posible que un procesador ejecute varios programas de usuarios diferentes. Sin embargo, los trabajos que utilicen muchos recursos (procesadores, tiempo de cálculo o memoria) han de realizarse a través de las colas batch, que es la forma usual de proceder en entornos de trabajo multiusuario. Se ha establecido un sistema de gestión de colas (batch) bajo LSF que garantiza el buen aprovechamiento de la máquina por parte de todos los usuarios.

La forma normal de acceder a la máquina es abrir una conexión telnet (interactiva) o ftp (para transferir ficheros). La dirección IP de la máquina es: fenix.ciemat.es (130.206.11.10).

3.5.1. Código de Monte Carlo: MCNPX

MCNPX, [Pelowitz 2005], es un código de transporte de radiación de propósito general de aplicación en una gran variedad de partículas y rangos de energías, desarrollado por el grupo de Transporte de las Radiaciones de Los Alamos National Laboratory en Nuevo México. Es fruto del trabajo de 50 años de desarrollo y depuración del código y está bien documentado y contrastado a nivel internacional en un amplio abanico de campos relacionados con el transporte de radiaciones. El código está disponible desde el Radiation Safety Information and Computational Center (RSICC) en Oak Ridge, Tennessee, en la página <http://www-rsicc.ornl.gov> y desde la base de datos de la Agencia para la Energía Nuclear <http://www.nea.fr>.

En el desarrollo de este trabajo se han utilizado distintas versiones del código según se ha ido disponiendo de ellas, siendo la última la versión 2.5, [Hendricks 2005]. El código está garantizado a prueba de errores y cuenta con un grupo de más de 1600 usuarios autorizados como comprobadores de las versiones beta.

Este código es muy versátil y tiene la ventaja de requerir un lenguaje de entrada de datos bastante simplificado, con lo que la interacción con el usuario es relativamente sencilla. La ejecución del código necesita un fichero de entrada en el que se describe el problema y que se divide en tres zonas: zona de implementación de celdas, zona de definición de superficies y zona de datos.

Una explicación más exhaustiva sobre los aspectos generales del código, la construcción del fichero de entrada y la forma de ejecución se puede consultar en el Apéndice III.

3.5.2. Código Sabrina

SABRINA es un programa de visualización geométrica tridimensional y de ayuda a la modelización que se usa como apoyo del código de Monte Carlo MCNP. La versión para Windows en ordenador personal no tiene unos requisitos de hardware muy restrictivos, pero se recomienda un Pentium con 16MB de memoria.

SABRINA incluye todo tipo de herramientas para crear, visualizar y verificar geometrías tridimensionales definidas en los ficheros de entrada. También permite trabajar con repetición de estructuras. Genera imágenes bidimensionales de la geometría, que son más apropiadas para obtener información sobre las dimensiones del problema, e imágenes tridimensionales, con las que la descripción espacial completa puede comprobarse visualmente y depurarse mediante la comprobación de volúmenes sin definir o repetidos.

El ajuste de la visualización permite colorear o hacer transparente distintas regiones según el material, densidad o celda y se pueden cortar volúmenes para ver el interior de los cuerpos. Permite cambiar el punto desde donde se mira, el zoom, el origen del foco de luz, etc. La interfaz gráfica facilita el uso de la herramienta, reduciendo el esfuerzo de diseño geométrico y de búsqueda de errores

SABRINA cuenta con herramientas de construcción de ficheros de entrada. El usuario puede construir modelos mediante combinaciones de cuerpos geométricos y convertirlo en un fichero compatible con la estructura de entrada de datos de MCNP.

En cuanto a la salida de resultados, el programa permite, por ejemplo, visualizar las trayectorias de las partículas superpuestas sobre la geometría del problema a partir del fichero PTRAC. Las imágenes pueden guardarse como ficheros PostScript y ficheros Bitmap.

El tiempo de ejecución es variable según la complejidad de la geometría, la resolución y el tamaño de la ventana, pero en general puede llevar desde unos cuantos segundos a varios minutos.

3.5.3. ImageJ

ImageJ es un programa de procesamiento y análisis de imágenes desarrollado por el National Institutes of Health (NIH). Es un software libre que puede descargarse para Windows, Mac y Linux desde la página web <http://rsb.info.nih.gov/ij/> y no necesita licencia de uso. Los requerimientos para su instalación en Windows son: Windows 95 o superior, y 256 MB de memoria.

Permite adquirir, visualizar, editar, analizar, procesar, guardar e imprimir imágenes de 8, 16 y 32 bits. Puede leer y procesar muchos formatos de imágenes, incluyendo TIFF, GIF, JPEG, BMP, DICOM y FITS, y puede manejar pilas (*stacks*), que son series de imágenes consecutivas que comparten la misma ventana de presentación. Puede manejar un gran número de imágenes simultáneamente y que se muestran en ventanas separadas.

Cuenta con una gran cantidad de herramientas de procesamiento de imágenes, como la creación de histogramas de densidad, la manipulación del contraste, perfilado, alisamiento, búsqueda de fronteras y filtrados. También realiza transformaciones geométricas de escalado y rotación y el zoom puede aumentar o reducir la imagen hasta en un factor 32. Además, puede calcular áreas, medir distancias y ángulos.

Sus capacidades pueden extenderse mediante el uso de plugins basados en macros (programas que automatizan una serie de comandos) y lenguaje Java. El usuario puede escribir macros de manera sencilla mediante la opción *Command recorder* y guardarlos como ficheros de texto para su posterior ejecución.

3.5.4. Mathematica/Humorap

Mathematica es un programa escrito en lenguaje C desarrollado por la empresa Wolfram Research, [Wolfram 1999]. Incorpora un sistema de computación numérico y simbólico, un excelente lenguaje de programación y la capacidad de integrar cálculos, gráficos y texto.

Se trata de una potente herramienta informática que permite: realizar cálculos que involucran millones de términos; resolver ecuaciones, ecuaciones diferenciales y minimización de problemas; modelización numérica de gran variedad de sistemas; análisis y visualización gráfica de datos, etc.

Una amplia documentación sobre el programa se puede consultar en la página web <http://documents.wolfram.com/mathematica>.

Humorap, [Sánchez, López-Fidalgo 2003], [Sánchez 2005], es un paquete para Mathematica para la modelización de sistemas biocinéticos y está incluido en el paquete Biokmod para resolución de modelos compartimentales y fisiológicos y ajuste de parámetros. Puede descargarse libremente desde la dirección <http://web.usal.es/guillermo/biokmod.htm>.

Este programa puede resolver analítica y numéricamente sistemas con gran número de compartimentos utilizando cálculo matricial. De esta forma, se pueden resolver los modelos compartimentales recomendados por ICRP que representan el flujo de radionucleidos en el organismo.

Entre las posibilidades del programa destacan:

- Permite obtener expresiones analíticas para la retención del contaminante en cada uno de los compartimentos del modelo en función del tiempo y de las características del isótopo incorporado, como decaimiento radiactivo, factores de depósito, tasas de transferencia, fracciones de absorción, etc, así como las expresiones analíticas de la excreción urinaria y fecal.
- Es completamente parametrizable y utiliza por defecto los coeficientes recomendados en las guías de ICRP correspondientes.
- Considera incorporaciones puntuales, constantes y continuas (periódicas, de tipo exponencial, etc.).
- Permite al usuario construir sus propios modelos compartimentales de manera sencilla para poder introducir las modificaciones que se crean convenientes en la modelización del metabolismo.

Para su uso no es estrictamente necesario conocer el lenguaje Mathematica, ya que el acceso al programa también puede ser a través de hojas de cálculo Excel o de un navegador como Explorer.

4. SIMULACIÓN NUMÉRICA DE DETECTORES DE GERMANIO PARA MEDIDA DE FUENTE PUNTUAL

4.1. SIMULACIÓN NUMÉRICA DE LOS DETECTORES

El sistema de detección consiste en cuatro detectores LE Ge de Canberra unidos dos a dos a un criostato. Los detectores tienen un diámetro de 7 cm y 2,5 cm de espesor, con una ventana de carbono epoxy de 0,5 mm de espesor y han sido simulados cuidadosamente siguiendo las especificaciones técnicas suministradas por el fabricante. El plano del detector se muestra en la Figura 20.

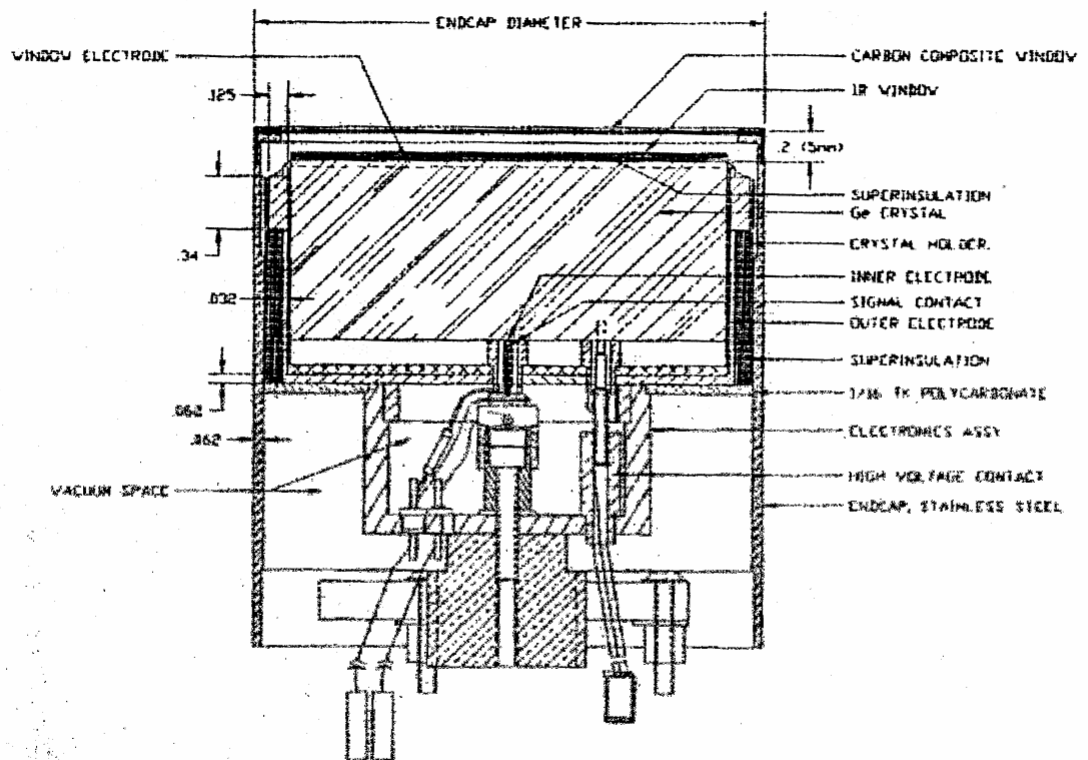


Figura 20. Esquema del detector facilitado por Canberra.

Los detalles sobre los materiales, densidades y tamaños de los distintos elementos que componen el detector se pueden consultar en la Tabla 4. La composición del material aislante no ha sido facilitada por Canberra por tratarse de información confidencial, pero se informó de sus características similares al PVC, que es lo que se ha supuesto en la simulación.

Tabla 4. Composición de los materiales, densidad y dimensiones de los elementos que forman el detector.

Elemento	Composición elemental (fracciones en peso)	Densidad (g cm ⁻³)	Dimensiones
Ventana (carbono epoxy)	C (71,5%), H (12,6%), O (15,9%)	2,3	Radio: 3,5 cm Altura: 0,06 cm
Cristal de Ge	Ge	5,32	Radio: 3,5 cm Altura: 2,5 cm
Soporte del cristal (cobre)	Cu	8,96	Radio interno: 3,5 cm Radio externo: 3,817 cm Altura: 2,64 cm
Super aislante (PVC)	H (9%), C (38%), Cl (53%)	1	Radio interno: 3,6 cm Radio externo: 3,817 cm Altura: 1,77 cm
Cubierta exterior (Acero inoxidable)	Fe (72,85%), C (0,15 %), Mn (2 %), Si (1%), Cr (17%), Ni (7%)	7,9	Radio interno: 3,968 cm Radio externo: 4,125 cm Altura: 3,457 cm Espesor: 0,157 cm

El electrodo externo es una fina capa de germanio dopado con boro de espesor teórico 4000 Å, que representa una capa inactiva no útil para la detección. El electrodo interno tiene un espesor de 0,5 mm y, por su localización, no ha sido simulado, al igual que el resto de la electrónica del detector.

La modelización del detector se muestra en la Figura 21. La representación tridimensional se ha realizado con el programa de visualización Sabrina. El esquema

inferior es un corte del detector modelizado con MCNPX y en él se muestran las dimensiones de sus componentes en cm. El detector tiene geometría cilíndrica alrededor del eje Z.

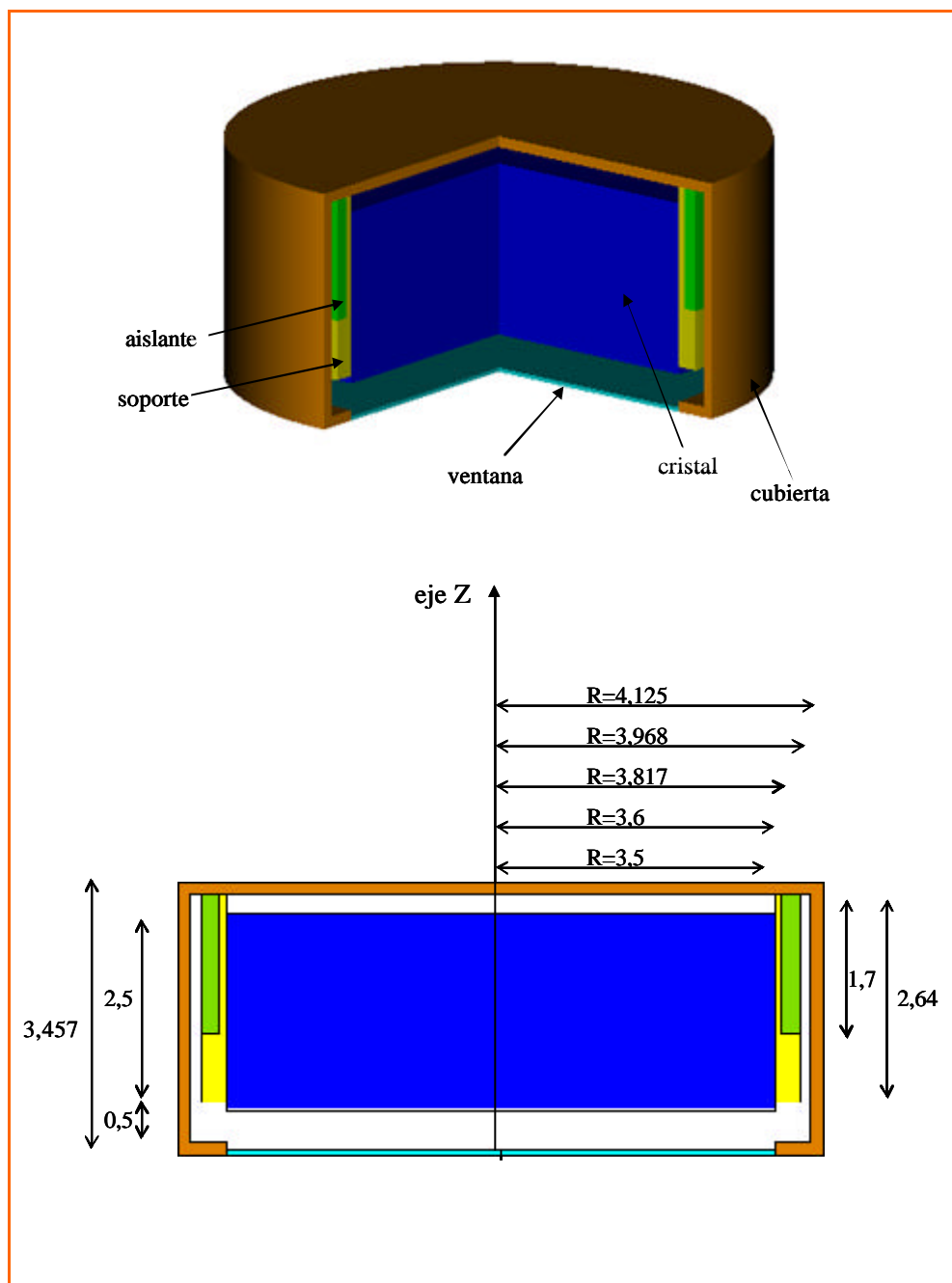


Figura 21. Arriba, representación tridimensional del detector visualizado con el programa Sabrina. Abajo corte sagital del detector simulado con MCPX con los materiales que lo forman. Las dimensiones están en cm.

Para la simulación del par de detectores hay que añadir la carcasa externa para reducción de ruido de fondo. Un corte transversal se muestra en la Figura 22 (la carcasa exterior en color verde pistacho).

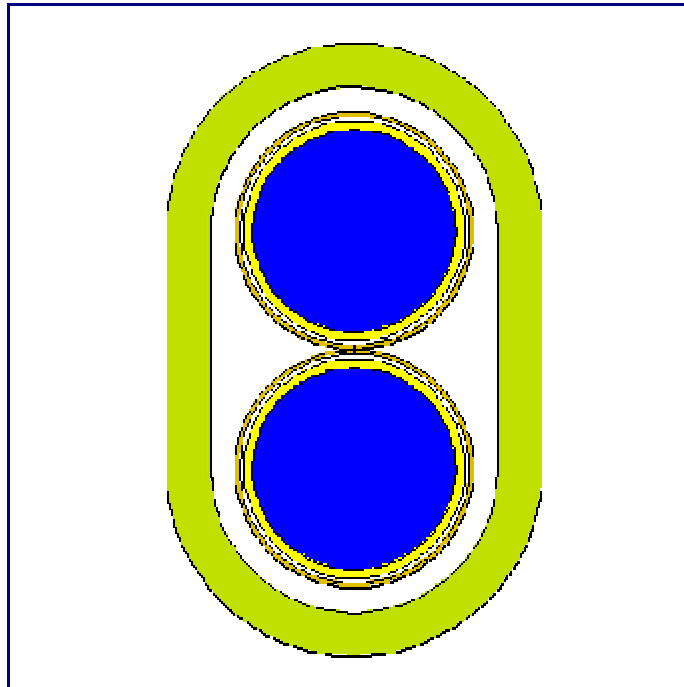


Figura 22. Corte transversal del par de detectores a la altura del cristal de germanio.

Para obtener una distribución energética de pulsos similar a la obtenida experimentalmente, se han hecho corresponder los bins de energía en los que se acumulan los resultados de la simulación, con los intervalos del multicanal del CRC, es decir, 4096 canales, cuyos límites superiores son $E_1 = 0,946$ keV y $E_{4096} = 1096,3$ keV, para el primer y último canal respectivamente. La implementación en MCNPX se hace mediante la instrucción E seguida de los valores superiores de los bins de energía. El resultado viene dado entonces en pulsos por partícula emitida registrados en cada intervalo de energía.

La respuesta ideal de un detector a un haz de radiación monoenergética sería un espectro con una función delta a la energía correspondiente conteniendo a todos los sucesos detectados. En realidad este no es el caso y lo que se observa es un pico con una anchura finita, generalmente con forma de gaussiana. Esta anchura es el resultado de la naturaleza estadística de la desintegración radiactiva y de las fluctuaciones de la

respuesta del detector, y la forma que adopta depende de la naturaleza de la radiación, del tipo de detector, de la cadena electrónica asociada y de la disposición geométrica de la medida, fundamentalmente.

Para simular en MCNPX la respuesta de un detector físico de radiación, se ha añadido un cierto ensanchamiento gaussiano en energías utilizando la instrucción GEB (Gaussian Energy Broadening) que es un modificador para ciertos tratamientos especiales de los *tallies*. Esta instrucción necesita la definición en el fichero de entrada de tres coeficientes a, b y c que caracterizan la resolución en energías definida a mitad de altura del pico (Full Width at Half Maximum) y que se parametriza de la forma:

$$FWHM = a + b\sqrt{E + cE^2} \quad (13)$$

De acuerdo con las curvas de calibración obtenidas con el software de espectrometría del laboratorio Genie2000, los ensanchamientos gaussianos correspondientes a cada uno de los cuatro detectores utilizados son:

$$FWHM(\text{detector1}) = 1,841 \times 10^{-1} + 5,569 \times 10^{-2} \sqrt{E} \quad (14)$$

$$FWHM(\text{detector2}) = 1,483 \times 10^{-1} + 6,799 \times 10^{-2} \sqrt{E} \quad (15)$$

$$FWHM(\text{detector3}) = 2,686 \times 10^{-1} + 4,344 \times 10^{-2} \sqrt{E} \quad (16)$$

$$FWHM(\text{detector4}) = 4,330 \times 10^{-1} + 3,747 \times 10^{-2} \sqrt{E} \quad (17)$$

donde E es la energía en keV.

El inconveniente de utilizar esta función es que aumenta la incertidumbre del resultado puesto que distribuye los pulsos entre un cierto número de canales disminuyendo por tanto la precisión estadística del cálculo, hecho que habrá de ser tenido en cuenta al realizar los cálculos.

Una vez descrito el detector, éste puede ser colocado en cualquier posición del espacio y con la orientación que se desee utilizando la instrucción TR de MCNPX de transformación de coordenadas.

4.2. EVALUACIÓN DE LA RESPUESTA DEL DETECTOR

La distribución de pulsos obtenida para una fuente monoenergética se denomina *función respuesta* del detector para esa energía. Para comprobar la capacidad del código para simular de forma realista los eventos de interacción radiación-materia implicados, y por lo tanto, de reproducir la respuesta del detector a la radiación, se han estudiado los espectros obtenidos para radiación de fotones monoenergéticos en el rango de energías entre 30 keV y 1 MeV. La distribución de pulsos en el detector se ha simulado con el *tally* F8 de MCNPX, que evalúa los pulsos detectados por partícula emitida.

La distribución de pulsos para una radiación de fotones monoenergéticos de 30 keV se muestra en la Figura 23. El primer pico (3,2 keV) corresponde al borde Compton. Los dos siguientes picos (a 10 y 11,2 keV) corresponden a rayos X característicos del germanio, emitidos como consecuencia del reordenamiento electrónico que sigue al efecto fotoeléctrico. El primero podría ser una transición KL y el segundo una transición KM. Los fotones incidentes que interaccionan en la capa inactiva del germanio no son detectados, pero los rayos X característicos emitidos pueden ser detectados en el volumen sensible. A continuación aparecen dos picos de escape a una distancia de unos 11 y 10 keV respectivamente del pico fotoeléctrico, los cuales corresponden a rayos X que escapan del volumen de detección y cuya energía no es absorbida. También aparece lo que podría ser un pico de retrodispersión a 27 keV, y finalmente el pico fotoeléctrico a 30 keV.

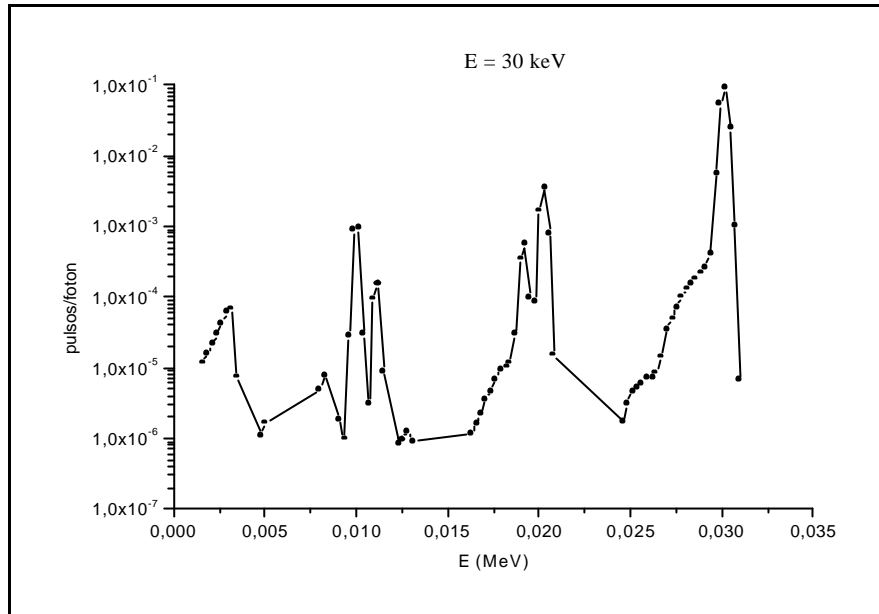


Figura 23. Distribución de pulsos para un haz de fotones de 30 keV normalizado por partícula incidente.

La Figura 24 corresponde a un haz monoenergético de fotones de 100 keV. A 10,5 keV se aprecia un pico de rayos X característicos del germanio y a 27,6 keV el borde Compton. El pico debido a retrodispersión de fotones está en 72,3 keV. A 90,4 keV aparece el pico de escape de rayos X y el fotopico de 100 keV.

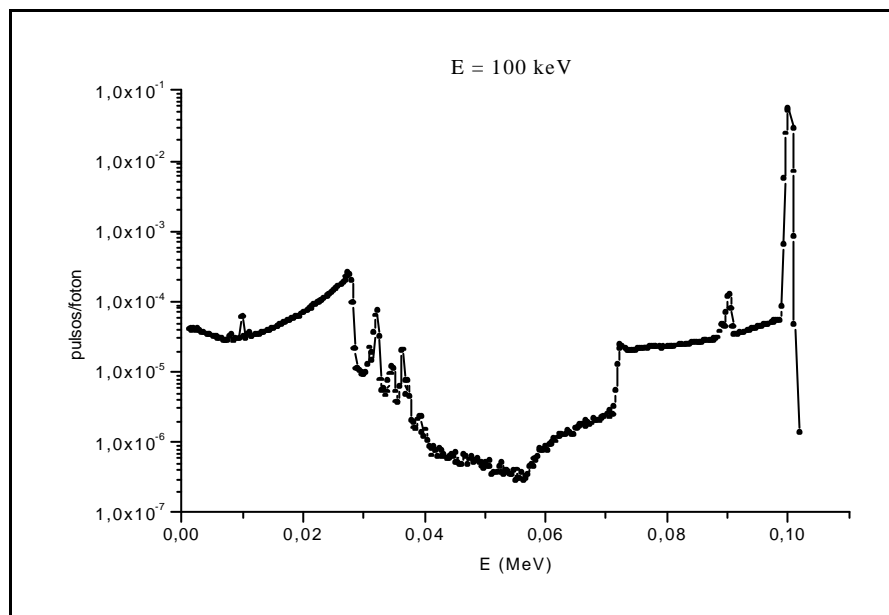


Figura 24. Distribución de pulsos para un haz de fotones de 100 keV normalizado por partícula incidente.

En el espectro correspondiente al haz de fotones de 500 keV, Figura 25, se observa un pico de retrodispersión a 170 keV, el borde Compton en 330 keV, el pico de escape de rayos X a 490 keV y el pico fotoeléctrico de 500 keV. Se observa la disminución de pulsos registradas en el pico fotoeléctrico, evidenciando la predominancia de las interacciones por efecto Compton sobre las fotoeléctricas en el germanio a partir de energías de 100-200 keV.

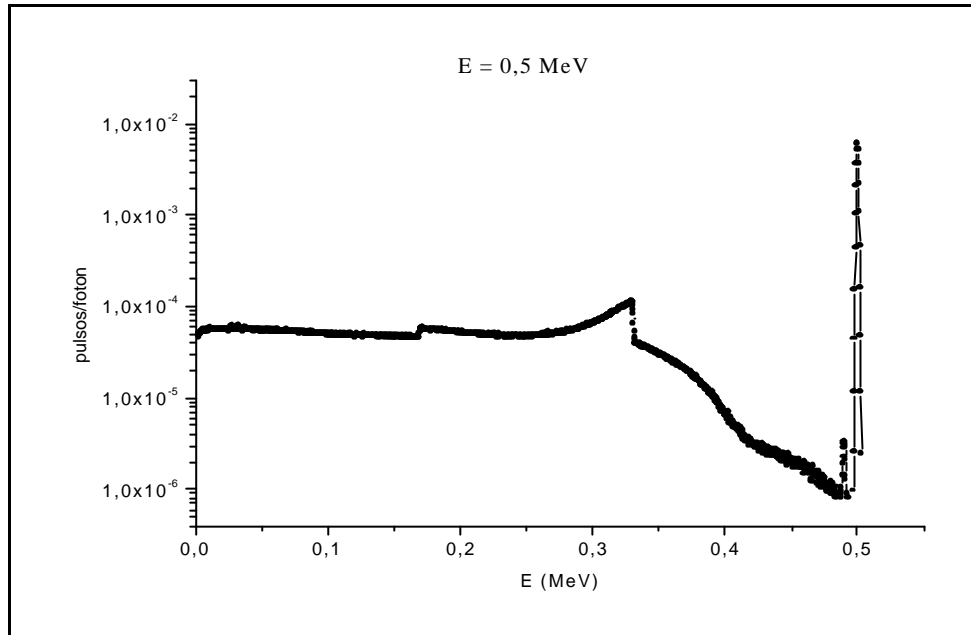


Figura 25. Distribución de pulsos para un haz de fotones de 500 keV normalizado por partícula incidente.

Finalmente, para un haz de fotones de 1 MeV, se obtiene la distribución de pulsos de la Figura 26. El pico de retrodispersión se observa a 204 keV, el borde Compton a 796 keV, el pico de escape a 990 keV y el pico fotoeléctrico a 1000 keV.

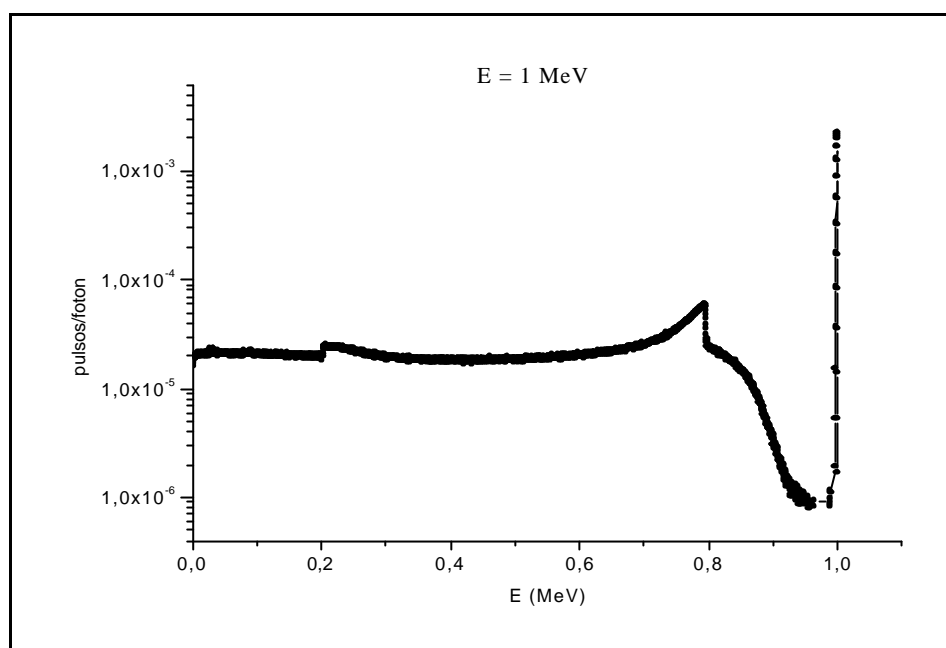


Figura 26. Distribución de pulsos para un haz de fotones de 1 MeV normalizado por partícula incidente.

La información relativa a las energías de enlace de los electrones del germanio, (<http://www.webelements.com>), y a la emisión de rayos X característicos, [Deslattes et al. 2005], se puede consultar en las Tablas 5 y 6. La energía del borde Compton y los fotones de retrodispersión calculados analíticamente para distintas energías del haz incidente según la ecuación 7 se muestran en la Tabla 7.

Tabla 5. Energías de enlace de los electrones del germanio.

Capa	Orbital atómico	Energía de ligadura (keV)
K	1s	11,103
L I	2s	1,4146
L II	2p _{1/2}	1,2481
L III	2p _{3/2}	1,217
M I	3s	0,1801
M II	3p _{1/2}	0,1249
M III	3p _{3/2}	0,1208
M IV	3d _{3/2}	0,0298
M V	3d _{5/2}	0,0292

Tabla 6. Rayos X característicos del germanio.

Transición	Energía rayos X (keV)
KL1	9,69208
KL2	9,85567
KL3	9,88667
KM1	10,9240
KM2	10,9794
KM3	10,9840
KM4	11,07459
KM5	11,07533
L1M1	1,2319
L1M2	1,2873
L1M3	1,2920
L1M4	1,3825
L1M5	1,3832

Tabla 7. Energía del borde Compton y fotones de retrodispersión para varias energías del haz de fotones incidente calculados analíticamente.

Energía del fotón incidente (keV)	Borde Compton (keV)	Retrodispersión (keV)
30	3,15	26,85
100	28,13	71,87
500	330,90	169,09
1000	796,50	203,5

Comparando las energías de los picos con las posiciones obtenidas mediante la simulación, se observa un acuerdo superior al 2 %, por lo que podemos concluir que el código MCNPX reproduce muy bien la respuesta que se espera del detector de germanio para un haz de fotones incidente sobre el mismo.

4.3. MEDIDA DE FUENTE PUNTUAL DE ^{241}Am

El primer paso para validar el procedimiento de simulación numérica es el cálculo de la eficiencia de detección en una geometría sencilla, en este caso, una fuente puntual. Esta medida permitirá comparar el resultado numérico y el experimental y verificar si el modelo del sistema de detectores de germanio se ajusta a la realidad.

La descripción del equipo de detección se ha realizado tal como se describe en el apartado *Simulación Numérica de los Detectores* y se ha evaluado la distribución energética de pulsos creados en los detectores.

Se ha modelizado una fuente puntual de ^{241}Am situada a 30 cm de uno de los detectores en el eje central del mismo. Esta situación es fácilmente reproducible, lo que disminuirá los errores asociados a la geometría. En una primera aproximación, la modelización de la fuente se hizo como una fuente realmente puntual desde la que se emiten los fotones. Esta aproximación se considera como apropiada cuando la distancia al detector es suficientemente grande (> 20 cm), [Ródenas et al. 2005].

El espectro de emisión de fotones del ^{241}Am , de acuerdo a [Wahl 1999], se muestra en la Tabla 8.

Tabla 8. Energías y rendimiento de emisión del ^{241}Am .

E (keV)	Rendimiento (%)
13,93	13,2
17,61	18,61
21,00	4,82
26,35	2,4
59,541	35,9

Simultáneamente se realizaron las medidas experimentales de eficiencias correspondientes a la fuente puntual de calibración de ^{241}Am con la que cuenta el CRC, reproduciendo la misma geometría de medida, la cual se muestra en la Figura 27.

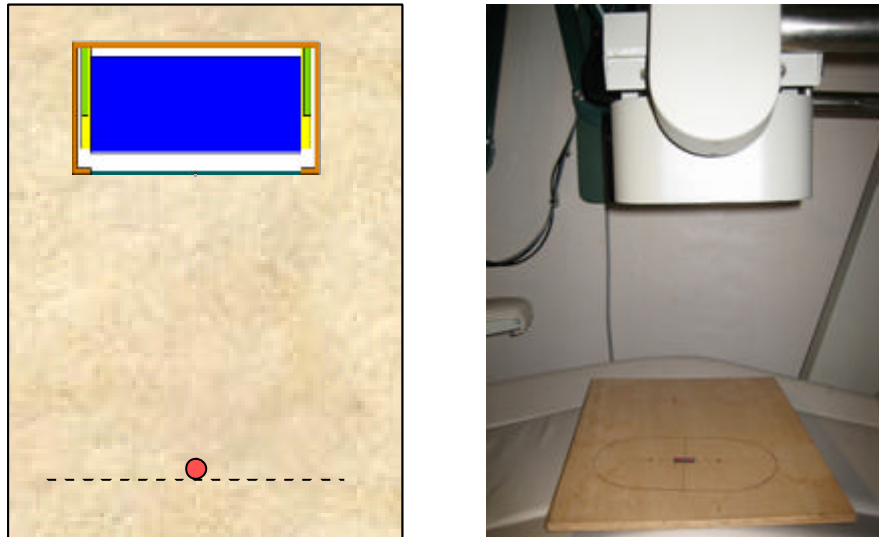


Figura 27. Geometría de medida para la fuente puntual. A la izquierda un corte bidimensional de la geometría de la simulación y a la derecha el sistema experimental.

Para realizar el cálculo de distribución energética de pulsos en el detector, se decidió transportar sólo los fotones con la aproximación de emisión de fotones de bremsstrahlung (conocido como Thick Target Bremsstrahlung, TTB). Este modelo simula la generación de electrones, pero asume que son emitidos en la misma dirección

que el fotón incidente y que son inmediatamente absorbidos por el medio con la consiguiente emisión de fotones de bremsstrahlung que son guardados en la memoria para su posterior transporte. De esta forma, la energía transferida a un punto debido a la interacción del fotón se deposita en ese punto y es lo que se llama aproximación de kerma. La ventaja de esta técnica es la rapidez de la ejecución, ya que el transporte de partículas secundarias consume mucho tiempo de cálculo. Los detalles relativos a los modelos que describen las interacciones radiación-materia en el código MCNPX se pueden consultar en el Apéndice III.

El resultado de la distribución de pulsos (cuentas por fotón emitido en cada canal de energía) se obtiene en forma de tabla en el fichero ASCII resultante de la ejecución del código y puede representarse gráficamente mediante la herramienta MCPLOT de MCNPX. La eficiencia de detección se obtiene sumando las cuentas registradas en los canales que pertenecen al pico fotoeléctrico.

El fichero de salida de resultados de MCNPX puede también transformarse al formato requerido por el software de espectrometría del laboratorio, Genie2000. Para ello, se extrae de dicho fichero la información relativa a la distribución de pulsos en el detector. Estos resultados, que vienen expresados en cuentas/fotón, han de convertirse en cuentas totales utilizando el rendimiento de fotones del radionucleido, la actividad de la fuente y el tiempo de contaje. Los datos se exportan con formato de texto y extensión *TKA*, que pueden tratarse como si fuera un resultado experimental de contaje *in-vivo*. Esto permite superponer el espectro obtenido de la simulación al experimental de la medida en el laboratorio para su comparación, lo que aporta información sobre las características de ambos espectros (energía máxima, amplitud e integral).

La comparación de los espectros obtenidos mediante el procedimiento numérico y el registrado experimentalmente en la medida de fuente puntual se muestra en la Figura 28.

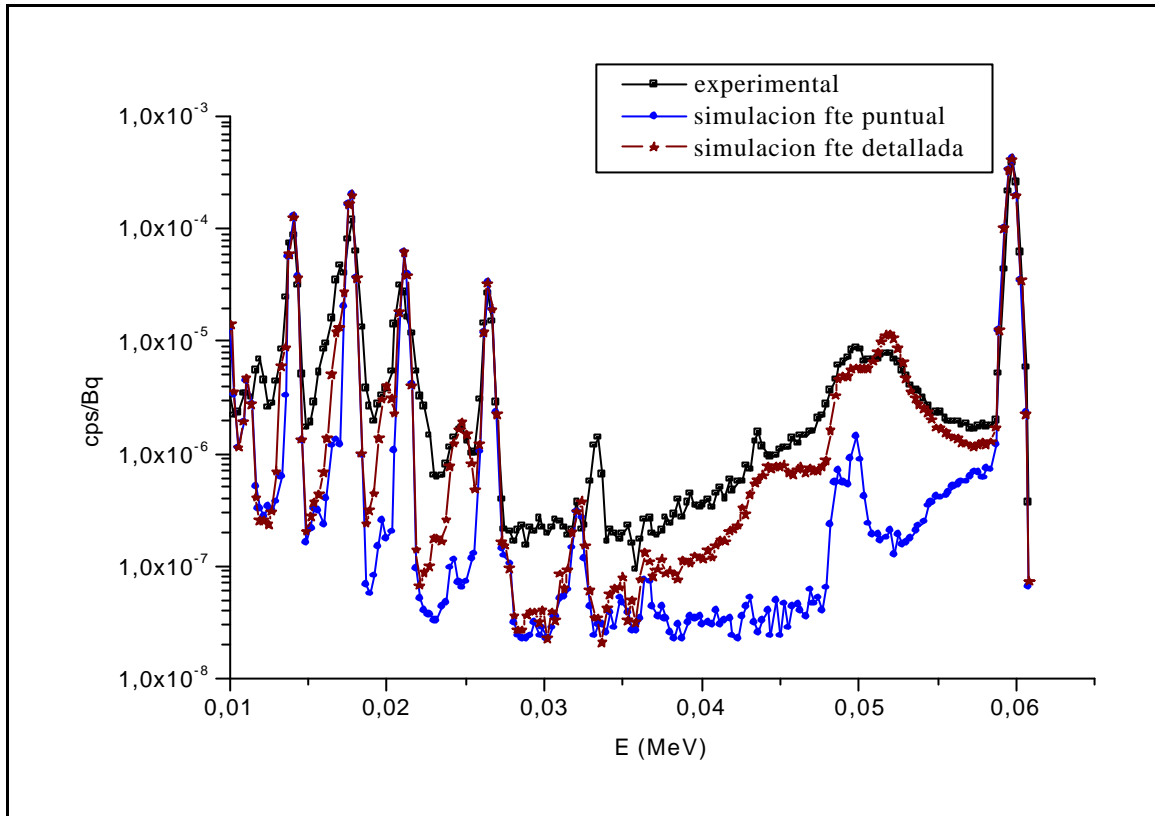


Figura 28 Distribución de pulsos obtenidos numérica y experimentalmente para la medida de fuente puntual de ^{241}Am situada a 30 cm del detector. La primera simulación se corresponde con una fuente realmente puntual, mientras que la simulación de fuente detallada reproduce la fuente Amersham de calibración.

Aunque los picos correspondientes al pico fotoeléctrico sí concuerdan, al comparar el resto del espectro se observan grandes diferencias debidas a la simplificación extrema que se ha hecho de la fuente.

De acuerdo al certificado de calibración de la fuente de ^{241}Am , [Amersham 1985], el material activo tiene un diámetro de 1 mm y se encuentra sellado en un soporte de plástico de $2,35 \times 1,1 \times 0,2 \text{ cm}^3$, entre ventanas de poliestireno de 0,5 mm de espesor. La Figura 29 muestra el esquema de la fuente de calibración junto con su simulación correspondiente.

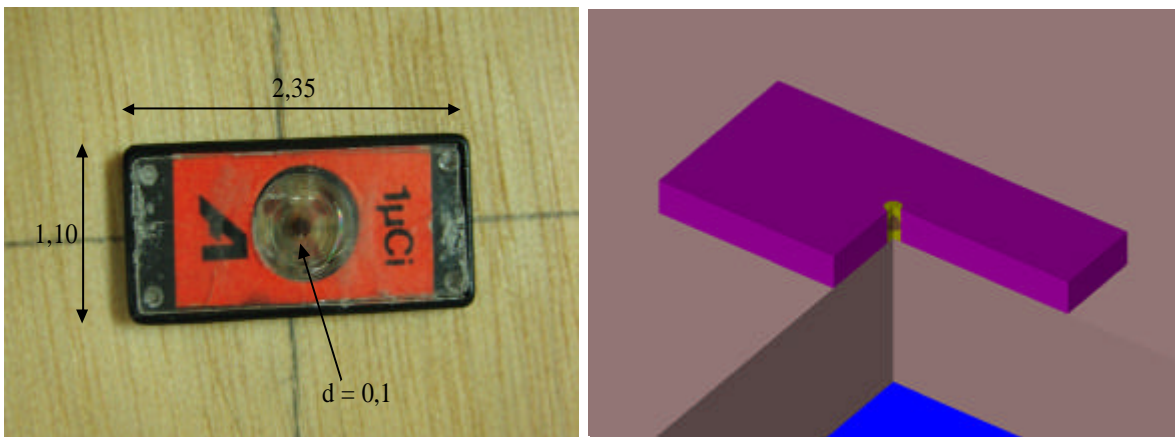


Figura 29. Fuente puntual de calibración Amersham sellada en soporte de plástico (dimensiones en cm). A la derecha, simulación de la fuente con un corte para visualizar el interior.

Con esta nueva, y más real, descripción de la fuente, se ha recalculado la distribución de pulsos registrada en el detector y, como puede verse en la Figura 28, la forma del espectro simulado con la fuente detallada concuerda mejor con el experimental, debido a las interacciones que tienen lugar en la propia fuente y el soporte en el que se encuentra absorbida y que antes no se habían tenido en cuenta.

El esquema de desintegración del ^{241}Am es bastante más complicado que la emisión que se ha considerado para este trabajo. Los picos debidos a rayos X de 13,93, 17,61 y 21 keV, son realmente multipletes con varias líneas de emisión correspondientes a transiciones con energías muy próximas. Por este motivo, el espectro experimental muestra un ensanchamiento de picos ligeramente superior al numérico.

Los resultados de las eficiencias numérica y experimental³ obtenidos para la fuente situada a 30 cm se muestran en la Tabla 9. La comparación de las eficiencias se expresa en términos de la diferencia relativa porcentual o bias definido como:

$$Bias = \frac{ef.simulada - ef.experimental}{ef.experimental} \times 100 \quad (18)$$

Tabla 9. Comparación de las eficiencias de detección numérica y experimental para una fuente puntual de ²⁴¹Am situada a 30 cm.

E (keV)	Ef. numérica (cps/Bq)	Incertidumbre (%)	Ef. experimental (cps/Bq)	Incertidumbre (%)	Bias (%)
13,93	3,18×10 ⁻⁴	0,2	2,10×10 ⁻⁴	1	52
17,61	4,83×10 ⁻⁴	0,2	3,95×10 ⁻⁴	1	22
21	1,31×10 ⁻⁴	0,3	1,11×10 ⁻⁴	1	18
26,345	6,27×10 ⁻⁵	0,5	5,91×10 ⁻⁵	1	6
59,541	1,05×10 ⁻³	0,1	9,77×10 ⁻⁴	1	7

Para el pico de energía superior la diferencia relativa entre los resultados simulados y los medidos está por debajo del 10%, pero para energías bajas se obtienen diferencias de hasta el 50%.

³ El cálculo de la incertidumbre asociada a la eficiencia de detección experimental tiene en cuenta la incertidumbre correspondiente a la tasa de recuento (estadística de conteo) y a la actividad de la fuente de calibración (certificado de calibración):

$$ErrEf = Ef \times \sqrt{\frac{2^2}{cps \times T(s)} + \frac{ErrActiv^2}{Activ^2}}, \text{ donde } ErrEf \text{ es la incertidumbre asociada a la}$$

eficiencia de detección experimental, Ef es el valor de la eficiencia, cps es la tasa de recuento o cuentas por segundo, $T(s)$ es el tiempo de conteo en segundos, $ErrActiv$ es la incertidumbre asociada al valor de actividad de la fuente (Bq) y $Activ$ es la actividad de la fuente de calibración (Bq).

La primera explicación para el origen de este desacuerdo entre los resultados podría ser la reproducibilidad geométrica de la medida. Para comprobar la influencia de la geometría se han repetido las simulaciones desplazando la fuente 1 cm desde su posición inicial y se han recalculado los valores de la eficiencia. Los nuevos resultados se muestran en la Tabla 10.

Tabla 10. Eficiencia numérica con la fuente desplazada 1 cm desde la posición inicial y comparación con la eficiencia experimental anterior.

E (keV)	Ef. numérica (cps/Bq)	Incertidumbre (%)	Bias (%)
fuente_despl			
13,93	$2,98 \times 10^{-4}$	0,2	42
17,61	$4,53 \times 10^{-4}$	0,1	15
21	$1,23 \times 10^{-4}$	0,2	11
26,345	$5,87 \times 10^{-5}$	0,3	1
59,541	$1,00 \times 10^{-3}$	0,1	2

Pero como puede verse los valores de eficiencia a bajas energías siguen mostrando una discrepancia elevada al comparar con los datos experimentales.

El espesor de la ventana frontal inactiva del germanio es una característica crítica en la simulación del detector. Esta capa tiene un efecto importante, ya que los fotones absorbidos en ella no contribuyen al proceso de detección. Diversos autores han encontrado importantes diferencias entre los valores de eficiencia y los espectros experimentales y simulados cuando se usan las dimensiones facilitadas por el fabricante del detector, [Burns et al. 1990], [Sánchez et al. 1991], [Clouvas et al. 1998], [Enea 2004].

El espesor efectivo de esta capa inactiva ha sido recalculado durante el proceso de simulación para obtener de forma empírica un valor de la eficiencia de detección acorde con los resultados experimentales.

Para determinar el efecto de la capa inactiva, se ha realizado un estudio de atenuación de los fotones en función del espesor de la misma, para cada uno de los detectores simulados. El ajuste de este espesor se ha llevado a cabo de forma experimental, mediante la comparación de los resultados obtenidos de la simulación y los medidos para una fuente puntual de ^{241}Am de actividad conocida y colocada a 30 cm de la fuente. De esta manera se ha obtenido, para cada detector, el valor adecuado del espesor de la capa inactiva necesario para reproducir satisfactoriamente los resultados experimentales.

En la Figura 30 se ha representado la relación entre la eficiencia numérica y la experimental en función del espesor de la capa inactiva del detector para cada una de las líneas de emisión del ^{241}Am . Como se puede observar, el espesor de la capa no tiene apenas influencia para energías superiores a 35-40 keV, pero se obtienen diferencias del 50% para la emisión de 13,9 keV. Esto se debe al hecho de que a bajas energías, una gran parte de los fotones depositan su energía a cortas distancias en la capa inactiva sin llegar a alcanzar el volumen activo del cristal. Según aumenta la energía de los fotones, el depósito de energía ocurre más hacia el interior del cristal y los fotones no se ven afectados por las variaciones de espesor de dicha capa.

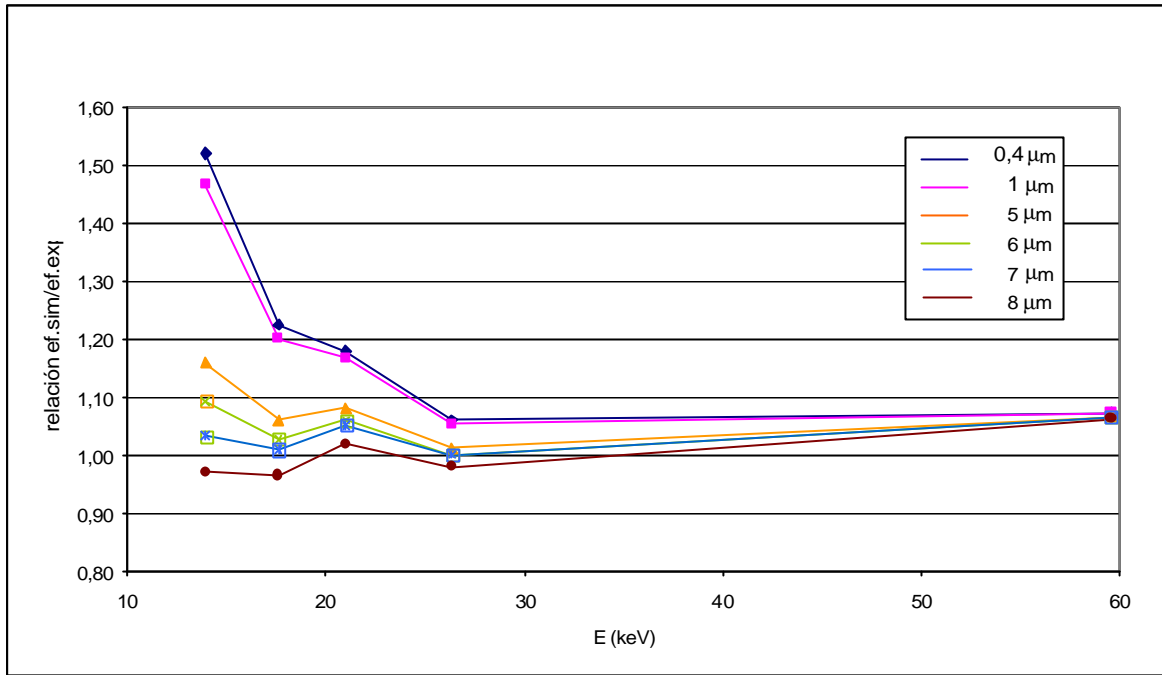


Figura 30. Influencia del espesor de la capa inactiva en la respuesta del detector 1 para la medida de una fuente puntual a 30 cm.

El mejor acuerdo con los datos experimentales se observa para un espesor de la capa inactiva de 7 μm , obteniéndose este mismo resultado para el resto de los detectores simulados. Las diferencias relativas entre eficiencia simulada y experimental se mantienen por debajo del 6 %.

La eficiencia ha sido calculada también para una configuración de medida de un par de detectores con la fuente a una distancia de 30 cm en la línea intermedia del grupo de detectores. Esta simulación ha sido ya realizada con el espesor de capa inactiva corregido calculado anteriormente. La comparación de los resultados con los obtenidos experimentalmente muestra acuerdos superiores al 6 % (Tabla 11).

La simulación numérica sobreestima el valor medido experimentalmente, lo cual es lógico, puesto que representa una geometría y un detector perfectos. En la realidad, los defectos del detector influyen en el valor del conteo produciendo pérdidas en la recolección de carga en el cristal, [Genicot et al. 1999].

Tabla 11. Eficiencias numérica y experimental para una fuente puntual situada a 30 cm del grupo de dos detectores.

E (keV)	Ef. numérica (cps/Bq)	Incertidumbre (%)	Ef. experimental (cps/Bq)	Incertidumbre (%)	Bias (%)
13,93	$4,23 \times 10^{-4}$	0,1	$4,14 \times 10^{-4}$	1	2
17,61	$7,59 \times 10^{-4}$	0,1	$7,24 \times 10^{-4}$	1	5
21	$2,07 \times 10^{-4}$	0,2	$2,08 \times 10^{-4}$	1	1
26,345	$1,16 \times 10^{-4}$	0,2	$1,12 \times 10^{-4}$	1	3
59,541	$2,03 \times 10^{-3}$	0,1	$1,92 \times 10^{-3}$	1	6

El efecto de la carcasa de plomo que actúa de blindaje rodeando el par de detectores se ha comprobado realizando los cálculos de eficiencia con y sin ese elemento en la simulación del sistema de detección, pero no supuso diferencia alguna. Este resultado era de esperar, puesto que tratamos con fotones de baja energía que ya son absorbidos por el soporte del cristal de Ge.

5. CALIBRACIÓN NUMÉRICA PARA LA MEDIDA DE ^{241}AM EN CRÁNEO

5.1. MANIQUÍ NUMÉRICO DE CRÁNEO

Para construir el maniquí numérico de cabeza se partió del maniquí Voxelman, [Zubal et al. 1994], que representa un hombre adulto de proporciones similares al individuo de referencia.

Sólo se procesaron los 41 cortes correspondientes a la cabeza, resultando en un total de 58090 *voxels* de 4 mm de lado, excluyendo la región de aire alrededor del maniquí. La Tabla 12 muestra los órganos y estructuras anatómicas que pueden identificarse en las imágenes originales.

Tabla 12. Órganos identificados en las imágenes de TC originales del maniquí.

Órgano / Tejido	Nº <i>voxels</i>	Volumen (cm ³)	Masa (g)	Tejido
Cartílago	840	53,8	59,1	Cartílago
Cerebelo	2468	158,0	164,3	Tejido nervioso
Cerebro	18872	1207,8	1256,1	Tejido nervioso
Columna vertebral	894	57,2	81,2	Hueso
Cráneo	8114	519,3	836,1	Hueso
Cristalino	23	1,5	1,6	Cristalino
Dientes	260	16,6	36,0	Diente
Faringe	165	10,6	11,6	Cartílago
Grasa	499	31,9	30,3	Tejido adiposo
Lengua	588	37,6	39,5	Músculo
Mandíbula	1183	75,7	127,2	Hueso

Médula espinal	143	9,2	9,5	Tejido nervioso
Médula ósea	72	4,6	4,7	Médula ósea
Músculo	11574	740,7	777,8	Músculo
Nervio óptico	93	6,0	6,2	Tejido nervioso
Ojos	242	15,5	16,6	Líquido equivalente tejido
Paladar	455	29,1	46,9	Hueso
Piel	9978	638,6	696,1	Piel
Sangre	238	15,2	16,1	Sangre

El grado de detalle requerido para simular la detección de fotones emitidos desde el hueso del cráneo no es tan elevado, por lo que la información se simplificó para distinguir sólo cuatro tejidos (cerebro, esqueleto, tejido blando y cavidades de aire), siguiendo el mismo proceso de tratamiento de imágenes descrito anteriormente para la segmentación y que está basado en el agrupamiento de niveles de grises. El resultado es un maniquí en el que la masa correspondiente a cada órgano se corresponde bastante bien con los valores del hombre de referencia de ICRP, [ICRP89 2002], como puede verse en la Tabla 13.

Tabla 13. Comparación de las masas de los tejidos principales del maniquí de cabeza con los valores de referencia.

Tejido	Masa (g)	Masa de referencia (g)
Cerebro	1436,1	1450,0
Esqueleto (cráneo)	982,5	930-1200
Esqueleto (mandíbula)	127,2	90-130
Tejido blando	840,1	

Las composiciones elementales y las densidades correspondientes a cada uno de estos órganos se han asignado de acuerdo a las recomendaciones internacionales de ICRU, [ICRU46 1992], y se recogen en la Tabla 14.

Tabla 14. Composiciones químicas y densidades de los tejidos del cuerpo según las recomendaciones de ICRU.

Tejido	Composición química (porcentaje en peso)					Densidad (g cm ⁻³)
	H	C	N	O	Otros	
Tejido blando	10,5	25,6	2,7	60,2	0,1Na; 0,2 P; 0,3 S; 0,2 Cl; 0,2 K	1,03
Cerebro	10,7	14,5	2,2	71,2	0,2Na; 0,4 P; 0,2 S; 0,3 Cl; 0,3 K	1,04
Hueso cráneo	5,0	21,2	4,0	43,5	0,1 Na; 0,2 Mg; 8,1P; 0,3 S; 17,6 Ca	1,61

Algunos cortes del maniquí de cabeza generado se muestran en la Figura 31.

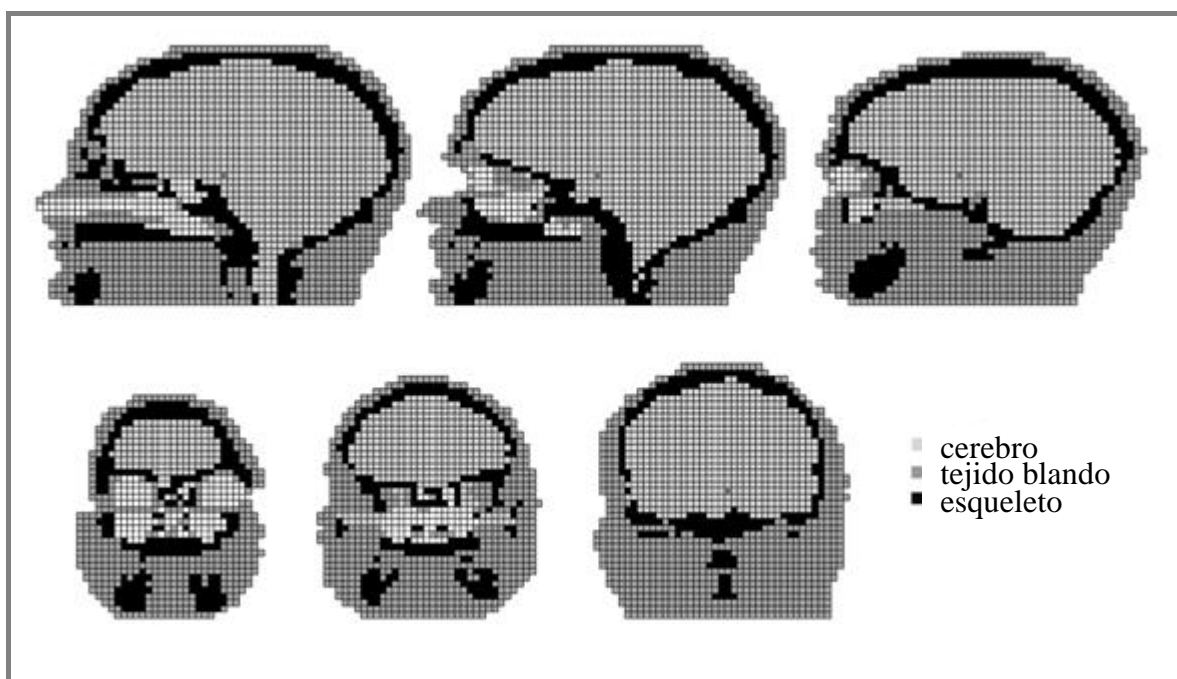


Figura 31. Varias secciones del maniquí tomográfico de cabeza construido a partir de las tomografías de Zubal para su utilización con MCNPX. Arriba cortes sagitales y abajo coronales.

5.2. CÁLCULO DE LA EFICIENCIA DE DETECCIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE LA GEOMETRÍA DE MEDIDA

El cálculo de la eficiencia de detección numérica se ha realizado con el maniquí tomográfico de cabeza descrito previamente, en cuyo interior se ha simulado una contaminación de ^{241}Am distribuida homogéneamente en el hueso.

En una primera etapa, se evaluó la eficiencia de detección del sistema de cuatro detectores colocados verticalmente sobre la cabeza tal como se muestra en la Figura 32, en una geometría de medida a la que nos referiremos como *geometría vertical*. Los detectores se situaron a una distancia de 4 cm sobre la cabeza y formando entre sí un ángulo de 16 grados.

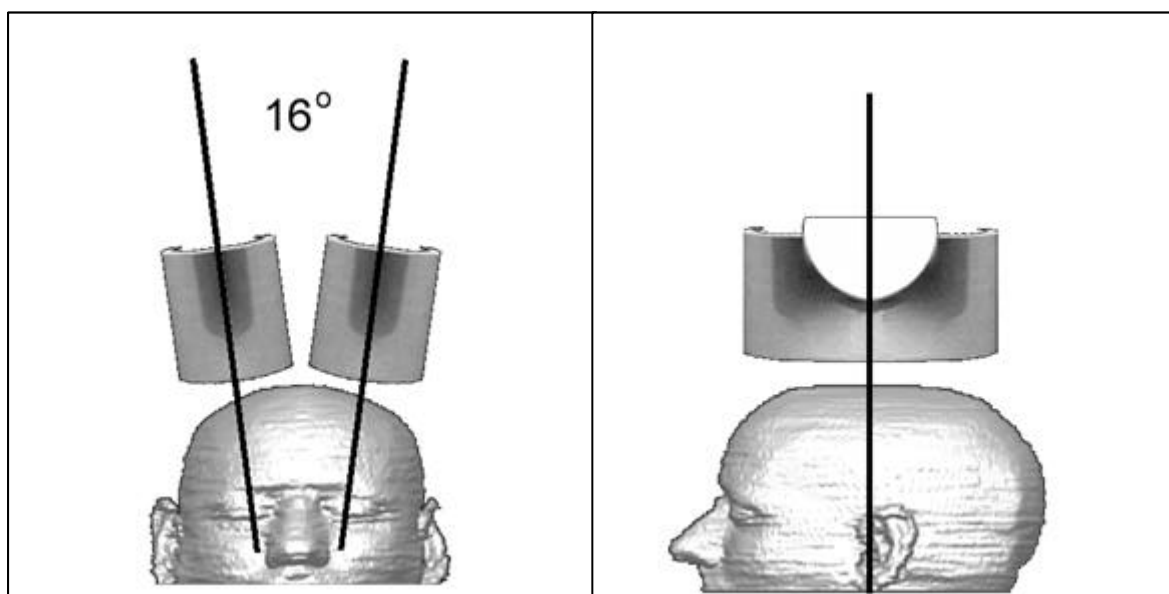


Figura 32. Geometría de medida vertical del grupo de 4 detectores sobre la cabeza.

El fichero de entrada de datos al código MCNPX, con la descripción de la geometría (maniquí y detectores), el tipo de emisión y la localización de la fuente y la información relacionada con las aproximaciones físicas del transporte de los materiales, consta de aproximadamente 4000 líneas. Para conseguir un buen resultado estadístico se simuló 1×10^7 historias, lo que requirió un tiempo de cálculo de unos 30 minutos. No ha sido necesario utilizar técnicas de reducción de varianza para mejorar los resultados,

tan solo se han usado valores de importancias para el peso estadístico de cada partícula en cada región.

Para validar el procedimiento numérico, los resultados de la simulación se compararon con medidas experimentales hechas en el laboratorio con el maniquí físico de cabeza Cohen que contiene en su interior 1000 Bq de ^{241}Am . Las medidas se realizaron con la misma configuración, con especial cuidado para reproducir la misma disposición geométrica de posición y ángulo de separación de los detectores.

Los valores de eficiencia de detección numérica y experimental correspondientes al pico de 59,54 keV se muestran en la Tabla 15.

Tabla 15. Eficiencias de detección numérica y experimental para el pico 59,54 keV del ^{241}Am para una geometría de medida vertical a 4 cm de la cabeza. Entre paréntesis se muestra la incertidumbre del resultado.

	Eficiencia (cps/Bq)
Numérica	$7,11 \times 10^{-3}$ (0,3 %)
Experimental	$6,50 \times 10^{-3}$ (1 %)
Bias (%)	9,4

Con los detectores en la misma disposición geométrica se ha simulado una fuente puntual, resultando una eficiencia de $2,75 \times 10^{-2}$ cps/Bq. Por lo tanto, el factor de corrección para la calibración numérica es 0,258.

La configuración del sistema de detección puede modificarse cambiando el ángulo entre cada grupo de detectores y con respecto a la vertical, así como la distancia al maniquí, permitiendo así un cierto grado de libertad a la hora de elegir la geometría de medida.

Naturalmente, la distancia a la que se sitúan los detectores es un factor clave para la detección, por lo que interesa colocarlos cerca de la fuente de radiación, pero manteniendo un margen de seguridad para prevenir posibles movimientos del individuo

que se vaya a medir. Además, también es importante el ángulo que formen los detectores y la zona sobre la que se colocan.

Para obtener la eficiencia de detección en otras geometrías, se han simulado dos situaciones que se han llamado *geometría girada* y *geometría envolvente* y que se muestran en la Figura 33. En la geometría girada los detectores están girados hacia atrás 14° desde la vertical y manteniendo el ángulo de 16° entre ellos. En la envolvente, los detectores están girados 23° hacia atrás y con un ángulo de 25° entre ellos.

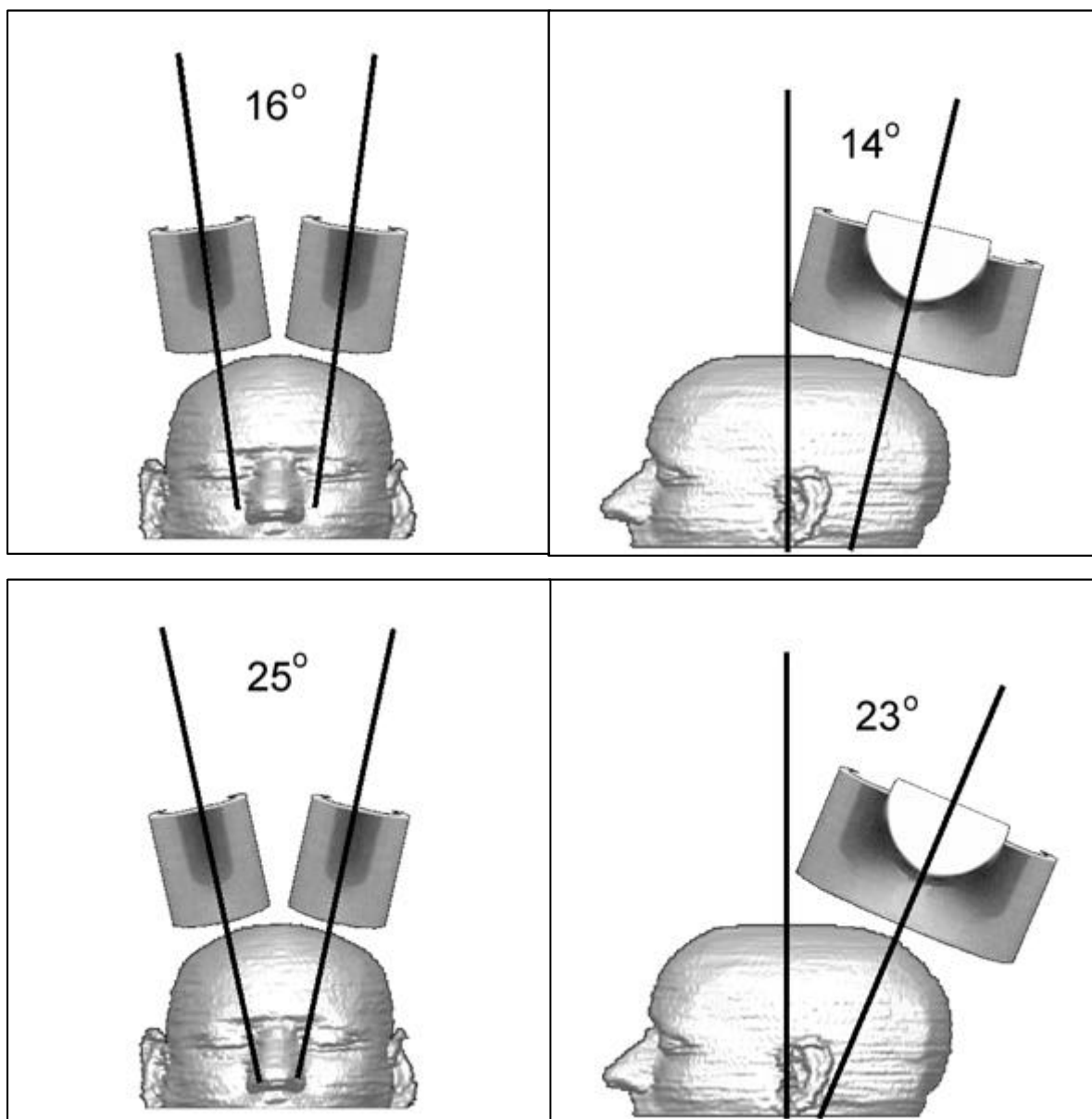


Figura 33. Geometrías de medida girada (parte superior) y envolvente (parte inferior).

En estas simulaciones, que suponen un mayor giro de los detectores, hay que tener cuidado para no solapar las celdas que pertenecen al maniquí (englobadas en un cubo) y las que pertenecen a los detectores. Para solucionarlo, se define un *macrobody* que es una región del espacio que encierra a los detectores y que permite la separación geométrica mediante operaciones de intersección de celdas.

Los resultados de eficiencia numérica en las diferentes geometrías de medida se muestran en la Tabla 16 junto a sus correspondientes resultados experimentales. La comparación con los resultados experimentales resulta en todos los casos en desviaciones menores del 10 %.

El resultado de eficiencia numérica para una fuente puntual en estas geometrías resulta en unos factores de corrección para la calibración numérica de 0,235 para la medida de cabeza en geometría girada y de 0,243 para la envolvente.

Tabla 16. Comparación entre las eficiencias numéricas y las calculadas experimentales para el pico 59,54 keV del ^{241}Am para distintas geometrías de medida de cabeza.

	Eficiencia (cps/Bq)		
	Geometría vertical	Geometría girada	Geometría envolvente
Numérica	$7,11 \times 10^{-3}$ (0,3 %)	$6,64 \times 10^{-3}$ (0,3 %)	$7,42 \times 10^{-3}$ (0,3 %)
Experimental	$6,50 \times 10^{-3}$ (1 %)	$6,27 \times 10^{-3}$ (1 %)	$7,01 \times 10^{-3}$ (1 %)
Bias (%)	9,4	5,9	5,8

Presumiblemente, la mayor diferencia entre la simulación numérica y la medida experimental encontrada en la geometría vertical es debido al propio maniquí de calibración, que no simula los huesos faciales. El maniquí físico de calibración Cohen es bastante simple en su diseño, como ya se vio previamente al explicar su construcción.

También se puede comprobar en la Figura 34, que muestra algunas imágenes de TC tomadas al maniquí Cohen en el Hospital Puerta de Hierro de Madrid y en donde se puede ver la falta de detalles anatómicos que presenta el yeso simulador de hueso.

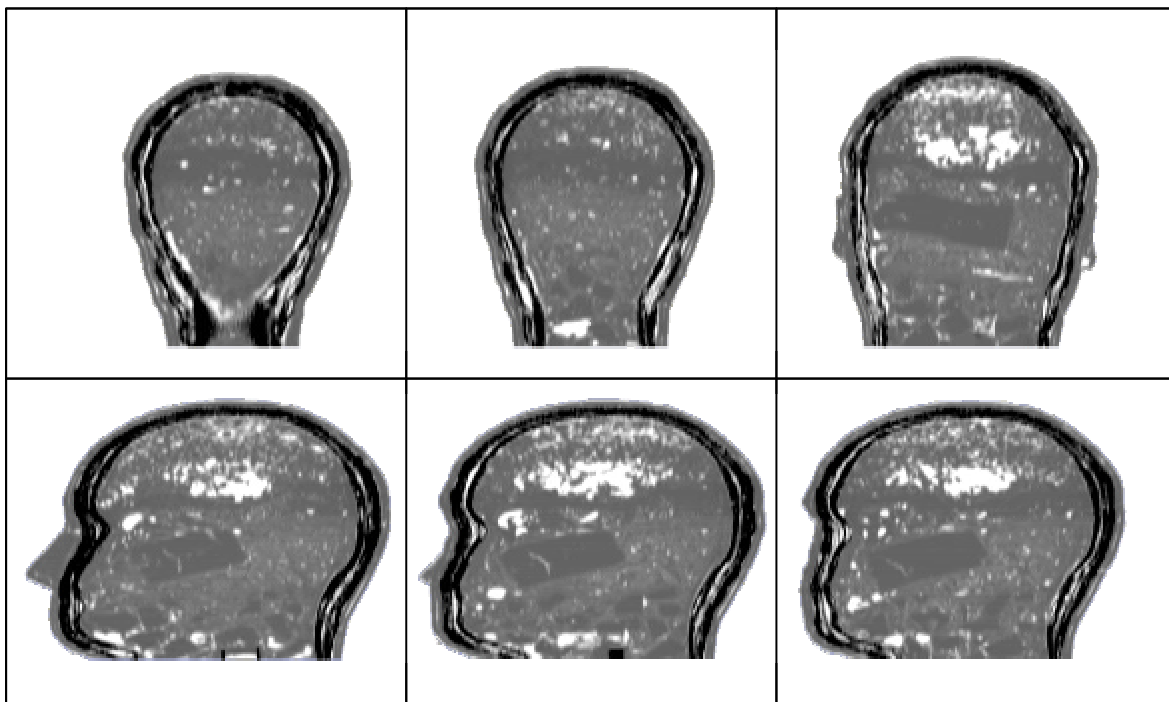


Figura 34. Imágenes de TC del maniquí físico de calibración Cohen.

5.2.1. Optimización de la geometría de medida

La geometría de medida más conveniente depende, entre otras cosas, de las características del radionucleido incorporado y su distribución en el cuerpo. Para la optimización de la geometría de medida se ha realizado un estudio de fluencia de fotones que atraviesan una semi-esfera alrededor de la cabeza debido al ^{241}Am homogéneamente distribuido en el hueso, de acuerdo al sistema de coordenadas que se muestra en la Figura 35. Los resultados de fluencia se representan en un diagrama polar en la Figura 36.

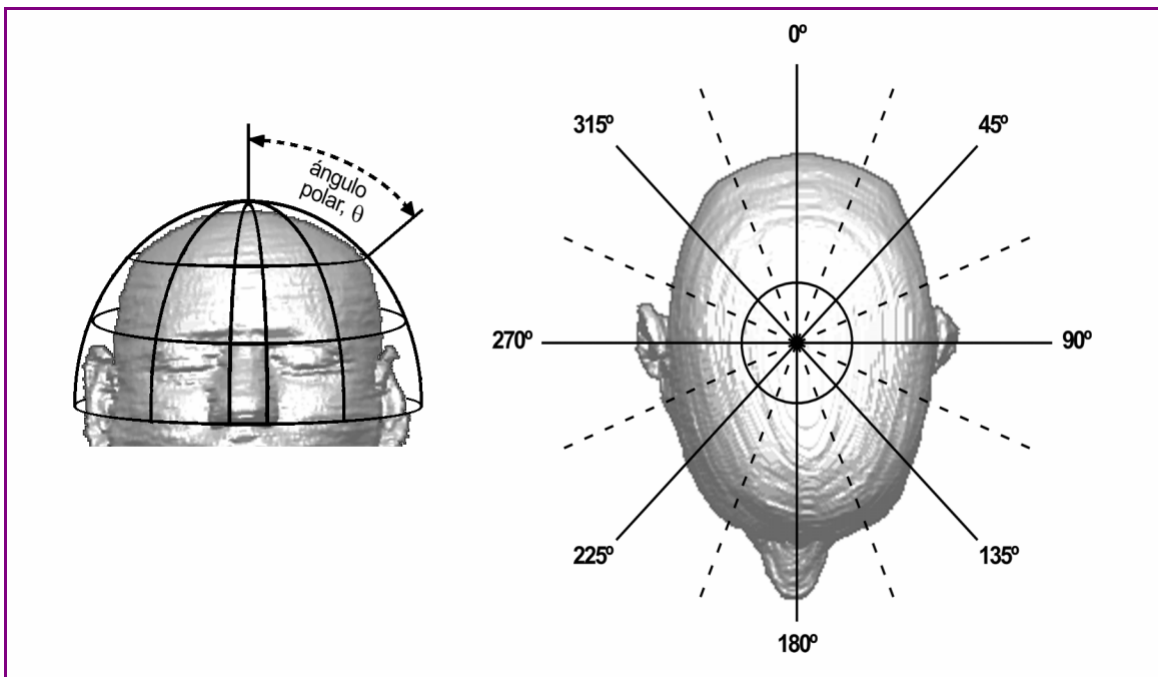


Figura 35. Sistema de coordenadas utilizado para representar la fluencia de fotones alrededor de la cabeza.

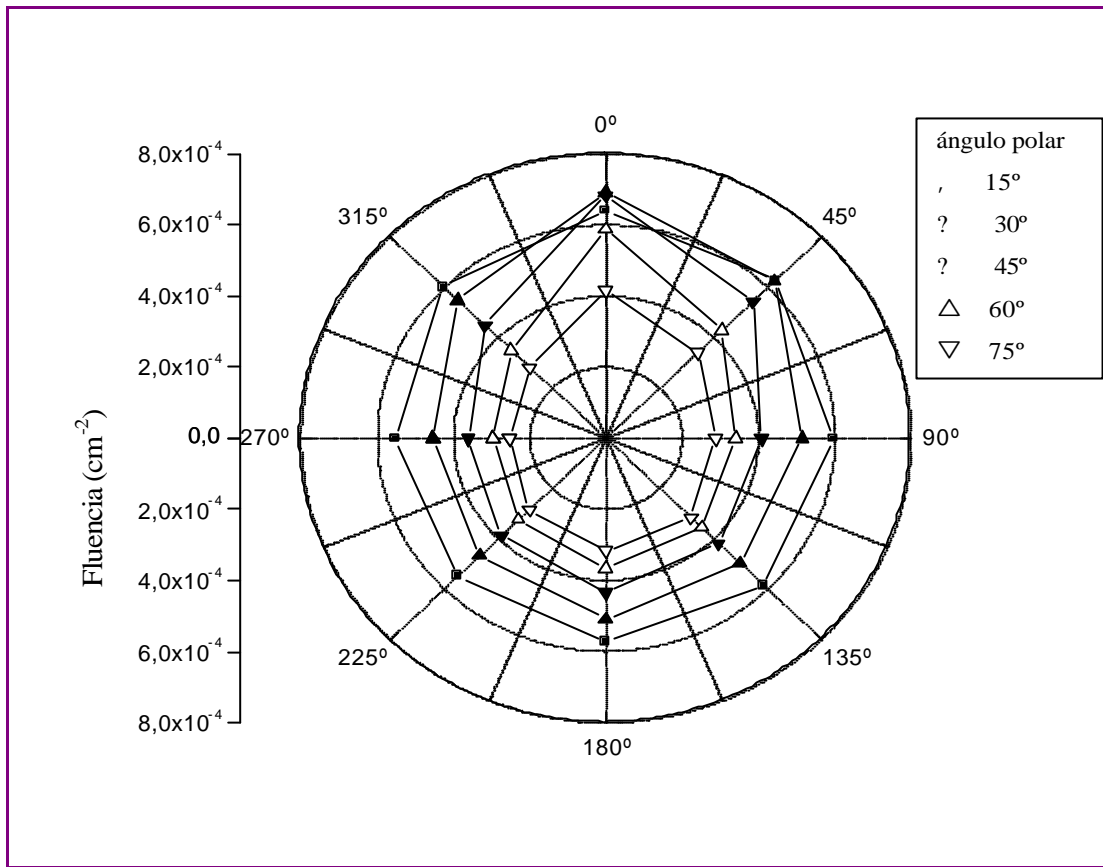


Figura 36. Fluencia de fotones alrededor de la cabeza debido a una distribución homogénea de ^{241}Am en hueso de acuerdo al sistema de coordenadas representado en la figura anterior.

Como se puede ver, se obtienen valores ligeramente superiores de fluencia en la región que corresponde a la zona parietal del cráneo con cierto desplazamiento hacia el hueso occipital (ángulo polar: 15-30°, azimutal: 0°). Este resultado concuerda con los valores de eficiencia numérica calculados anteriormente, en los que la geometría envolvente presentaba una eficiencia de detección mayor.

5.3. ANÁLISIS DE LOS FACTORES DE INFLUENCIA

La flexibilidad del procedimiento numérico permite introducir una gran cantidad de variaciones en el problema y evaluar el efecto que tienen sobre la eficiencia, lo que sería una tarea inabordable experimentalmente. Las incertidumbres relacionadas con el

proceso de calibración repercuten directamente en el resultado de la dosis interna, por lo que un mejor conocimiento de los parámetros de influencia en el cálculo de la eficiencia de detección permitirá reducir la incertidumbre asociada al resultado final.

Los factores que influyen en la calibración son:

- Posicionamiento del sistema de detección.
- Composición de los materiales.
- Diferencias morfológicas entre los maniqués.
- Distribución del contaminante en el cuerpo.
- Factores asociados al proceso numérico como son: la resolución de las imágenes y los modelos de transporte de partículas.

5.3.1. Estudio de sensibilidad del posicionamiento del sistema de detección

La principal dificultad para reproducir una medida está relacionada con el posicionamiento de los detectores sobre el cuerpo, ya que es muy difícil colocar de manera idéntica los detectores simulados y los físicos. De igual modo, experimentalmente tampoco se puede recolocar de manera exacta los detectores en la medida de calibración y la medida del individuo.

Una variación en la colocación del sistema de detección tendrá una influencia sobre el resultado de la eficiencia que es conveniente conocer. Tanto la distancia entre la fuente y el detector, que determina el grado de atenuación de la radiación, como el giro del detector, que influye en la superficie de intersección de las trayectorias, son factores importantes en la respuesta del detector.

Para evaluar las incertidumbres asociadas al posicionamiento de los detectores, se han realizado una serie de medidas de Monte Carlo con el maniquí tomográfico de cabeza, modificando ligeramente la colocación de los mismos. La respuesta de los detectores se ha calculado considerando:

- pequeñas variaciones del ángulo que forman los dos grupos de detectores (variable α), y

- desplazamientos a lo largo de los 3 ejes de coordenadas:
 - desplazamiento lateral (x),
 - desplazamiento a lo largo de la línea que une la frente con la parte posterior de la cabeza (y), y
 - desplazamiento vertical (z) que mide la distancia fuente-detector.

Las desviaciones se miden a partir de la posición de referencia que corresponde a la situación $x = 0$ cm, $y = 0$ cm, $z = 4$ cm y $a = 16^\circ$.

Los resultados de eficiencia para el pico fotoeléctrico del ^{241}Am normalizados al valor obtenido en la geometría de medida de referencia se muestran en la Figura 37.

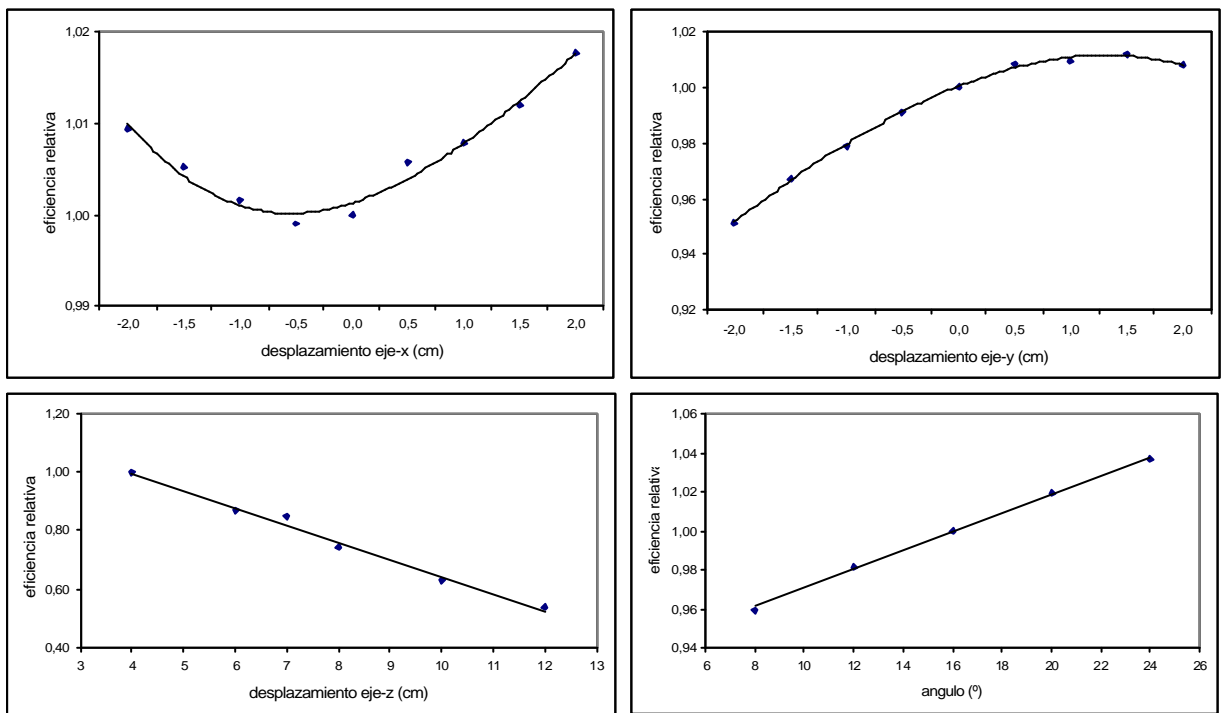


Figura 37. Eficiencias relativas normalizadas al valor obtenido en la geometría de medida de referencia ($x=0$, $y=0$, $z=4$ cm, $a=16^\circ$).

La eficiencia como función de estos parámetros puede ajustarse a polinomios de distinto grado según el caso, lo cual se ha realizado con el software TableCurve2D[®]. Los resultados de los ajustes son:

$$Ef(x) = Ef(x, y_0, z_0, a_0) = 1.92 \cdot 10^{-2} + 7.45 \cdot 10^{-5} x + 6.02 \cdot 10^{-5} x^2 + 9.43 \cdot 10^{-6} x^3 \quad (19)$$

$$Ef(y) = Ef(x_0, y, z_0, a_0) = 1.92 \cdot 10^{-2} + 2.80 \cdot 10^{-4} y - 9.83 \cdot 10^{-5} y^2 \quad (20)$$

$$Ef(z) = Ef(x_0, y_0, z, a_0) = 2.44 \cdot 10^{-2} + 1.17 \cdot 10^{-3} z \quad (21)$$

$$Ef(a) = Ef(x_0, y_0, z_0, a) = 1.77 \cdot 10^{-2} + 9.20 \cdot 10^{-5} a \quad (22)$$

La contribución individual de cada parámetro a la incertidumbre en la eficiencia se ha calculado separadamente, asumiendo distribuciones de probabilidad uniforme para las variables. Los límites para la desviación alrededor de la posición de referencia dependen de la capacidad del sistema de detección para ser recolocado en una posición. De acuerdo a las características del sistema, se han considerado unos rangos de variación de ± 2 cm para los desplazamientos a lo largo de los distintos ejes y de $\pm 10^\circ$ para el ángulo.

El cálculo de las incertidumbres relativas de la eficiencia se ha realizado con el software de análisis probabilista Crystal Ball ® y los resultados se muestran en la Tabla 17.

Tabla 17. Incertidumbres asociadas al rango de variación considerado para cada variable.

Parámetro	Posición estándar	Rango de variación	Incertidumbre (%)
x (desplazamiento lateral)	0	± 2 cm	1
y (desplazamiento antero-posterior)	0	± 2 cm	2
z (desplazamiento vertical)	4 cm	± 2 cm	7
a (ángulo entre detectores)	16°	$\pm 10^\circ$	2

Asumiendo independencia estadística entre los parámetros, la propagación de incertidumbres resulta en la ecuación para la varianza, [ISO 1995]:

$$u^2(Ef(x, y, z, a)) = u^2(Ef(x)) + u^2(Ef(y)) + u^2(Ef(z)) + u^2(Ef(a)) \quad (23)$$

Por lo que incertidumbre combinada debida al posicionamiento de los detectores es del 8 %, siendo la mayor contribución la correspondiente a la distancia entre la fuente y los detectores a lo largo del eje vertical.

5.3.2. Efecto de la variación de los materiales

La composición química, número atómico y la densidad de un material son los factores clave que determinan las interacciones de la radiación con la materia. Las variaciones que se produzcan en las características de los materiales supondrán un resultado espectrométrico distinto aunque se mantengan idénticas la fuente y la geometría de detección. Este efecto será particularmente relevante en casos de emisores de fotones de baja energía que sufren una fuerte absorción al atravesar los tejidos.

Los maniqués físicos de calibración están fabricados con diversos materiales que simulan los tejidos humanos. Por ejemplo, para las medidas de ^{241}Am de cráneo se utilizan diferentes maniqués como por ejemplo :

- El maniquí de cabeza de Cohen, que está fabricado, como se explicó anteriormente, con parafina y yeso (Plaster of Paris) para simular el tejido blando y el hueso respectivamente.
- El maniquí Kellar [Kellar 1995], fabricado a partir de un cráneo humano real y material simulador de músculo (tejido Griffith) como relleno y recubrimiento.
- El maniquí Alderson adaptado por el instituto italiano de radioprotección ENEA [Gualdrini et al. 2000]. Construido con tejido simulador de hueso cortical, de hueso trabecular y de tejido blando.

Aunque los materiales simuladores de tejidos humanos se parezcan a los reales sus características no son idénticas. En la Tabla 18 se muestran las composiciones y densidades de algunos materiales utilizados en los maniqués [White 1978], junto con las correspondientes a los tejidos definidos por ICRU [ICRU46 1992].

Tabla 18. Características de los materiales utilizados en la construcción de maniqués y de los tejidos definidos por ICRU.

Material	Composición elemental (% en peso)	Densidad (g cm⁻³)
Parafina	H (14,86); C (84,14)	0,903
Tejido Griffith	H (8,82); C (66,4); N (3,55); O (19,5); Ca (1,72)	1,08
Tejido Alderson	H (8,87); C (66,81); N (3,1); O (21,13); Sb (0,08)	1,00
Tejido blando ICRU	H (10,5); C (25,6); N (2,7); O (60,2); Na (0,1); P (0,2); S (0,3); Cl (0,2); K (0,2)	1,030
Yeso (Plaster of Paris)	H (2,34); O (55,76); S (18,62); Ca (23,28)	2,320
Hueso cráneo ICRU	H (5,0); C (21,2); N (4,0); O (43,5); Na (0,1); Mg (0,2); P (8,1); S (0,3); Ca (17,6)	1,610

Para que un material sea adecuado como sustituto de tejido, la absorción de la radiación y el scattering producido en un cierto espesor de material debe ser similar al producido en el tejido. Una forma de comparar las características de la radiación es a través de los coeficientes másicos de atenuación (μ/ρ), de absorción de energía (μ_{en}/ρ) y de poder de frenado (S/ρ). Las relaciones entre los coeficientes correspondientes al material equivalente a tejido respecto a los valores para el tejido se presentan en la Tabla 19 para distintas energías, [White 1978].

Tabla 19. Coeficientes de interacción para los materiales equivalentes a tejido respecto a los valores del tejido que simulan para varias energías.

Material	E (MeV)				
	0,01	0,1	1	10	100
$(m/r)_{\text{mat.equiv}} / (m/r)_{\text{tejido}}$					
Parafina	0,38	1,02	1,04	0,98	0,83
Tejido Griffith	0,85	0,98	0,99	0,96	0,91
Tejido Alderson	0,57	0,98	0,99	0,96	0,89
Plaster of Paris	1,22	1,03	0,99	1,03	1,1
$(m_{\text{en}}/r)_{\text{mat.equiv}} / (m_{\text{en}}/r)_{\text{tejido}}$					
Parafina	0,33	0,96	1,04	0,97	0,88
Tejido Griffith	0,82	0,99	0,99	0,96	0,93
Tejido Alderson	0,56	0,99	0,99	0,96	0,92
Plaster of Paris	1,23	1,11	0,99	1,03	1,07
$(S/r)_{\text{mat.equiv}} / (S/r)_{\text{tejido}}$					
Parafina	1,08	1,07	1,05	1,02	0,92
Tejido Griffith	0,99	0,99	0,99	0,98	0,94
Tejido Alderson	1,00	0,99	0,99	0,98	0,93
Plaster of Paris	0,97	0,98	0,98	1	1,06

Como se puede ver, los mayores desacuerdos ocurren para energías bajas, que es el rango de emisión del ^{241}Am (13-60 keV), por lo que la elección del material es un aspecto determinante a la hora de utilizar un maniquí de calibración.

Para estudiar el efecto del material sobre el resultado se han realizado una serie de simulaciones de Monte Carlo modificando la composición de los materiales del maniquí

tomográfico y se ha calculado la eficiencia en la medida de ^{241}Am depositado en cráneo para el caso de geometría vertical. Las eficiencias obtenidas sustituyendo los tejidos definidos por ICRU por otros materiales con las características descritas anteriormente se muestran en la Tabla 20 y se comparan con los resultados obtenidos con los tejidos ICRU.

Tabla 20. Eficiencias de detección numéricas en la medida de ^{241}Am depositado en cráneo utilizando distintos materiales en el maniquí tomográfico y comparación con la eficiencia obtenida con tejido ICRU.

	Eficiencia (cps/Bq)	Bias (%)
Tejido blando		
Parafina	$7,33 \times 10^{-3}$ (0,3 %)	3,2
Tejido Griffith	$7,02 \times 10^{-3}$ (0,3 %)	-1,3
Tejido Alderson	$6,53 \times 10^{-3}$ (0,3 %)	-8,1
Hueso		
Plaster of Paris	$5,63 \times 10^{-3}$ (0,3 %)	-20,7

El tejido Griffith parece simular mejor el tejido blando para el rango energético que nos ocupa. En cuanto al tejido óseo, la diferencia entre el hueso ICRU y el material Plaster of Paris es notable puesto que la densidad del yeso es muy alta y aumentan las interacciones de los fotones emitidos.

De estos datos se puede concluir:

- La importancia de elegir bien el maniquí físico de calibración a la hora de medir experimentalmente ya que tienen un gran efecto sobre el resultado final de detección.
- La necesidad de modelizar en detalle los tejidos que atraviesa la radiación cuando realizamos una calibración numérica, lo que permitirá obtener un resultado más preciso.

5.3.3. Influencia de la morfología. Construcción de maniqués de distinta edad

La eficiencia de detección depende de la morfología del cuerpo y por tanto, las medidas realizadas en individuos de distintas edades deben basarse en calibraciones acordes con sus tamaños. El método numérico permite preparar maniqués de distintas dimensiones y calcular con ellos la eficiencia de detección correspondiente.

Para obtener maniqués de distintos tamaños, sin tener que recurrir a tomar imágenes de TC de otros individuos, se ha partido del maniquí numérico de cabeza ya construido y se han manipulado las dimensiones de los *voxels*, contrayéndolos y expandiéndolos para conseguir las dimensiones deseadas.

El maniquí de Zubal utilizado en los cálculos de eficiencia de cráneo corresponde a un individuo de 175 cm de altura y 70 kg de peso y el tamaño de *voxel* es de 4 mm de lado. Como ya dijimos, este individuo se asemeja bastante al hombre de referencia definido en ICRP, [ICRP89 2002]. El procedimiento seguido para, a partir de este maniquí, construir otro correspondiente a un individuo de altura h y peso p es el siguiente:

- La altura del *voxel* se determina en función de la altura del individuo y es proporcional al tamaño del *voxel* original de acuerdo a la expresión:

$$z = 4 \times \frac{h}{175} \quad (24)$$

- Se supone que la densidad del cuerpo es la misma independientemente de su tamaño. La relación entre las densidades se puede escribir:

$$\frac{70}{4 \times 4 \times 4 \times n^\circ \text{voxels}} = \frac{p}{x \times y \times z \times n^\circ \text{voxels}} \quad (25)$$

- Suponiendo que el maniquí es modificado por igual a lo largo y a lo ancho, y sustituyendo z por el valor anterior:

$$x = y = \sqrt{\frac{p \times 175 \times 16}{h \times 70}} \quad (26)$$

Las características anatómicas de varios individuos diferentes se muestran en la Tabla 21.

Tabla 21. Características anatómicas de los maniqués contruidos.

Individuo	Peso (kg)	Altura (cm)
Niño de 5 años	19	109
Niño de 10 años	32	138
Joven de 15 años	56	167
Adulto	70	175
Adulto alto y delgado	75	185
Adulto más grueso	90	170
Adulto más bajo y grueso	90	160

Con estos datos se han calculado los tamaños de *voxel* correspondientes a cada maniquí y se han evaluado las eficiencias numéricas para medida de cráneo en geometría vertical, las cuales se muestran en la Tabla 22.

Tabla 22. Eficiencias de detección para la energía de 59,54 keV para medida de ^{241}Am en cráneo en individuos de distintas características anatómicas.

Individuo	Eficiencia (cps/Bq)
Niño de 5 años	$1,22 \cdot 10^{-2}$ (0,3 %)
Niño de 10 años	$1,02 \times 10^{-2}$ (0,3 %)
Joven de 15 años	$7,79 \times 10^{-3}$ (0,3 %)
Adulto	$7,11 \times 10^{-3}$ (0,3 %)
Adulto más alto y delgado	$6,78 \times 10^{-3}$ (0,4 %)
Adulto más grueso	$6,75 \times 10^{-3}$ (0,4 %)
Adulto más bajo y grueso	$7,13 \times 10^{-3}$ (0,4 %)

Estos resultados pueden ajustarse para obtener una función que relacione la eficiencia con las características del individuo y que podría servir para interpolar y estimar el valor de eficiencia a utilizar en caso de características anatómicas intermedias. El ajuste de la eficiencia en función de la relación peso/altura se ha realizado con el programa TableCurve2D y la expresión resultante se muestra a continuación:

$$eficiencia = 0,020 - 0,059r + 0,062r^2 \quad (27)$$

siendo r la relación peso/altura del individuo.

Hay que tener en cuenta, sin embargo, que la anatomía de un niño pequeño es un poco distinta de la del hombre adulto, tanto en las composiciones de los tejidos, como en las proporciones. Por ejemplo, el porcentaje de hueso respecto al esqueleto total correspondiente al cráneo de un niño pequeño es mayor que para un adulto, mientras que el porcentaje correspondiente a las extremidades es menor que en el adulto, [ICRP89 2002]. Por lo tanto, esta adaptación del maniquí no sería del todo apropiada y sería más correcto preparar un maniquí a partir de imágenes reales de un niño.

Los resultados obtenidos con estos maniqués indican que la eficiencia disminuye al aumentar el tamaño del individuo, lo cual es probablemente debido a la atenuación de los fotones en el propio cuerpo. Los fotones de baja energía son muy susceptibles a la atenuación en el cuerpo humano, por lo que el espesor de tejido que tengan que atravesar es muy importante para la evaluación de las eficiencias. Este hecho será crucial en las medidas de tórax, donde las variaciones anatómicas entre individuos son muy grandes.

La diferencia del 10 % que existe, por ejemplo, entre los valores de eficiencia calculados para el joven y el adulto tiene como consecuencia una sobreestimación de la actividad en el cuerpo del joven si la calibración se realiza con el maniquí de hombre adulto.

La diferencia en la eficiencia encontrada al evaluar maniqués de distintos tamaños subraya la importancia de realizar calibraciones personalizadas ajustadas al perfil del sujeto a medir. El uso de maniqués específicos para cada situación disminuye las incertidumbres del proceso de estimación de la actividad incorporada.

6. CALIBRACIÓN NUMÉRICA PARA LA MEDIDA DE ^{241}AM EN RODILLA

6.1. MANIQUÍ NUMÉRICO DE RODILLA

6.1.1. Maniquí de rodilla Zubal

El primero de los maniquíes de rodilla construidos para realizar los cálculos de eficiencia se basa en el maniquí Zubal Arms Down, del que se procesaron los cortes 301-400 alrededor de la rodilla. De esta forma se consiguieron 115368 *voxels* con un tamaño de 36 mm de lado, en el que se distinguían los tejidos: esqueleto (hueso y médula ósea), músculo, tejido adiposo y piel. Algunos cortes del maniquí se muestran en la Figura 38.

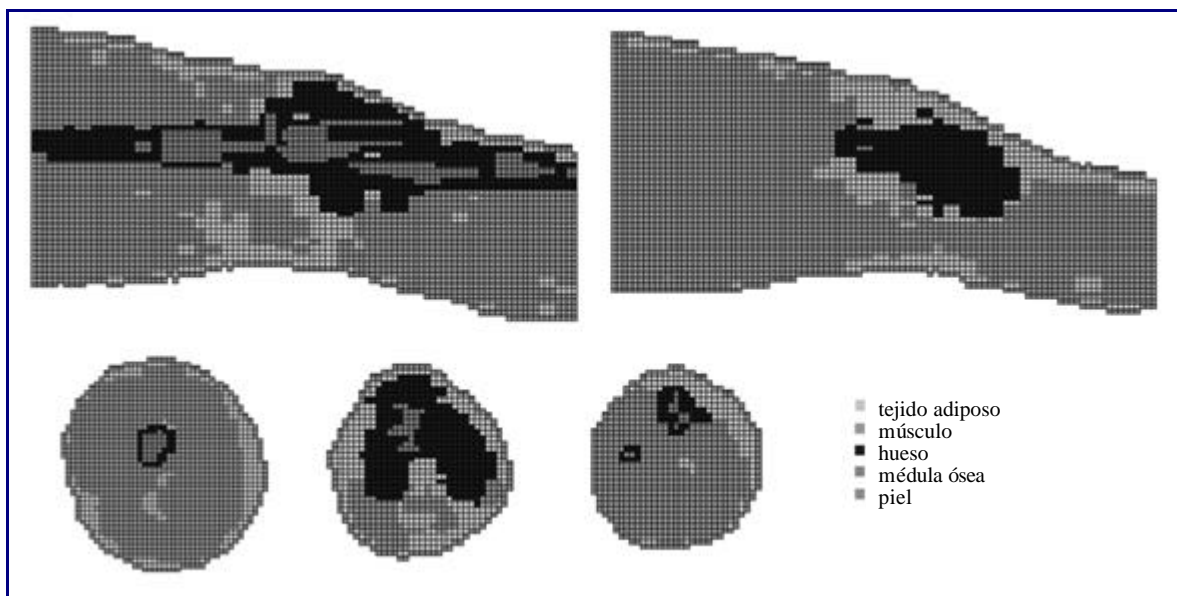


Figura 38. Algunas secciones sagitales, parte superior de la figura, y axiales, parte inferior, del maniquí de rodilla generado a partir del Zubal.

Las composiciones elementales y las densidades de los tejidos de acuerdo a las recomendaciones ICRU se detallan en la Tabla 23.

Tabla 23. Composiciones químicas y densidades de los tejidos del cuerpo humano según las recomendaciones de ICRU.

Tejido	Composición química (porcentaje en peso)					Densidad (g cm ⁻³)
	H	C	N	O	Otros	
Hueso cortical	3,4	15,5	4,2	43,5	0,1 Na; 0,2 Mg; 10,3P; 0,3 S; 22,5 Ca	1,92
Hueso trabecular	8,5	40,4	2,8	36,7	0,1 Na; 0,1 Mg; 3,4 P; 0,2 S; 0,2 Cl; 0,1 K; 7,4 Ca; 0,1 Fe	1,18
Médula ósea	10,5	41,4	3,4	43,9	0,1 P; 0,2 S; 0,2 Cl; 0,2 K; 0,1 Fe	1,03
Músculo	10,2	14,3	3,4	71,0	0,1Na; 0,2 P; 0,3 S; 0,1 Cl; 0,4 K	1,05
Tejido adiposo	11,4	59,8	0,7	27,8	0,1Na; 0,1 S; 0,1 Cl	0,95
Piel	10,0	20,4	4,2	64,5	0,2 Na; 0,1 P; 0,2 S; 0,3 Cl; 0,1 K	1,09

6.1.2. Maniquí de rodilla Spitz

Con el fin de validar el procedimiento de calibración numérica también se ha construido un maniquí tomográfico que representa en detalle el maniquí físico de calibración Spitz empleado en el laboratorio del CRC para las medidas en rodilla. La construcción del maniquí se ha basado en una tomografía computerizada del maniquí físico Spitz realizada en el Hospital Puerta de Hierro de Madrid por el Dr. Luís Núñez. La información original, en formato DICOM, es una matriz de 512×512 puntos con un tamaño de píxel de 0,53125 mm y con un espaciado entre imágenes de 5 mm en el eje z.

El fichero DICOM con la información anatómica obtenida de la TC fue tratado y segmentado en base a un agrupamiento de niveles de grises de las imágenes, para conseguir un maniquí numérico de 197325 *voxels* de tamaño 2×5×2 mm³. También se han construido otros maniqués de distinta resolución para estudiar la influencia del tamaño de *voxel* sobre el resultado.

En el maniquí resultante se pueden distinguir claramente dos materiales: tejido simulador de hueso y de tejido blando. Un corte sagital del maniquí de rodilla numérico Spitz de resolución $2 \times 5 \times 2 \text{ mm}^3$ se puede ver en la Figura 39.

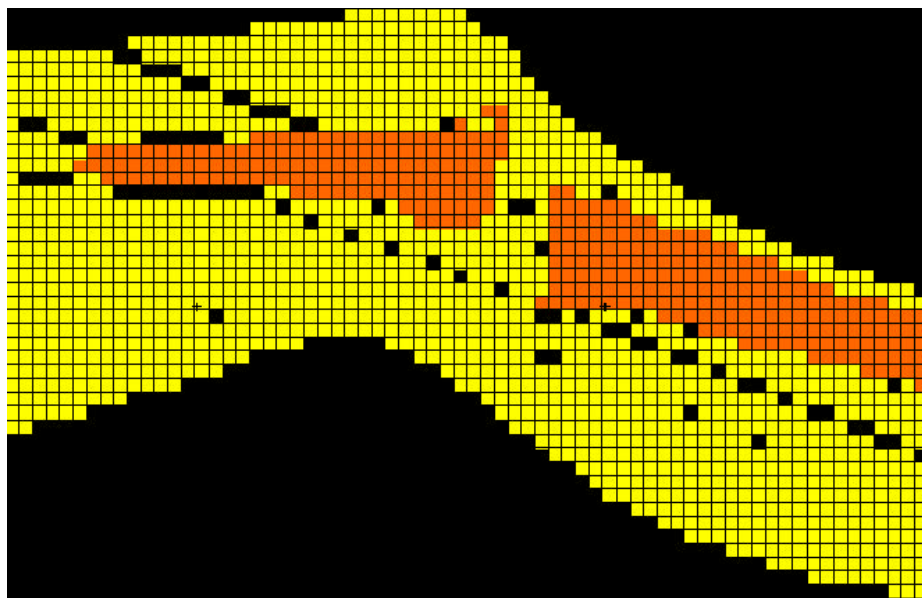


Figura 39. Sección del maniquí de rodilla numérico generado a partir de imágenes de TC tomadas del maniquí físico de calibración Spitz.

6.2. CÁLCULO DE LA EFICIENCIA DE DETECCIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE LA GEOMETRÍA DE MEDIDA

6.2.1. Optimización de la geometría de medida

Se ha desarrollado una metodología para la determinación del ^{241}Am en hueso a partir de la actividad depositada en rodilla. La rodilla es una buena candidata para este tipo de medidas puesto que tiene mucho contenido óseo (representa aproximadamente el 10,7 % de la masa total), está rodeada de poco tejido blando, que atenúa la radiación, y no presenta grandes variaciones entre diferentes individuos. Además, previene posibles interferencias en caso de contaminación externa depositada en el pelo, por ejemplo.

La distribución del contaminante en el cuerpo tiene una gran influencia en la elección de la geometría de medida, especialmente cuando el emisor es de baja energía. Una

geometría optimizada contribuye a mejorar el límite inferior de detección y es por tanto un factor importante a la hora de implementar un procedimiento de medida en el laboratorio, [Schmitzer et al. 2003].

Para optimizar la geometría de medida se ha obtenido la distribución de la fluencia de fotones alrededor de la rodilla. Para ello se ha simulado un cilindro a lo largo del eje de la pierna y se ha calculado el estimador de la fluencia de fotones del código MCNPX (*tally* F4) a través del cilindro. La circunferencia del cilindro se ha dividido en 8 sectores, y cada uno dividido a su vez en dos partes, por encima y por debajo de la rodilla, como se muestra en la Figura 40. Los ángulos negativos corresponden al interior de la pierna y los positivos al exterior.

Los cálculos de Monte Carlo se han realizado sobre el maniquí numérico de rodilla generado a partir de la información anatómica de Zubal descrito previamente, en el que se ha simulado una distribución homogénea de ^{241}Am en el hueso.

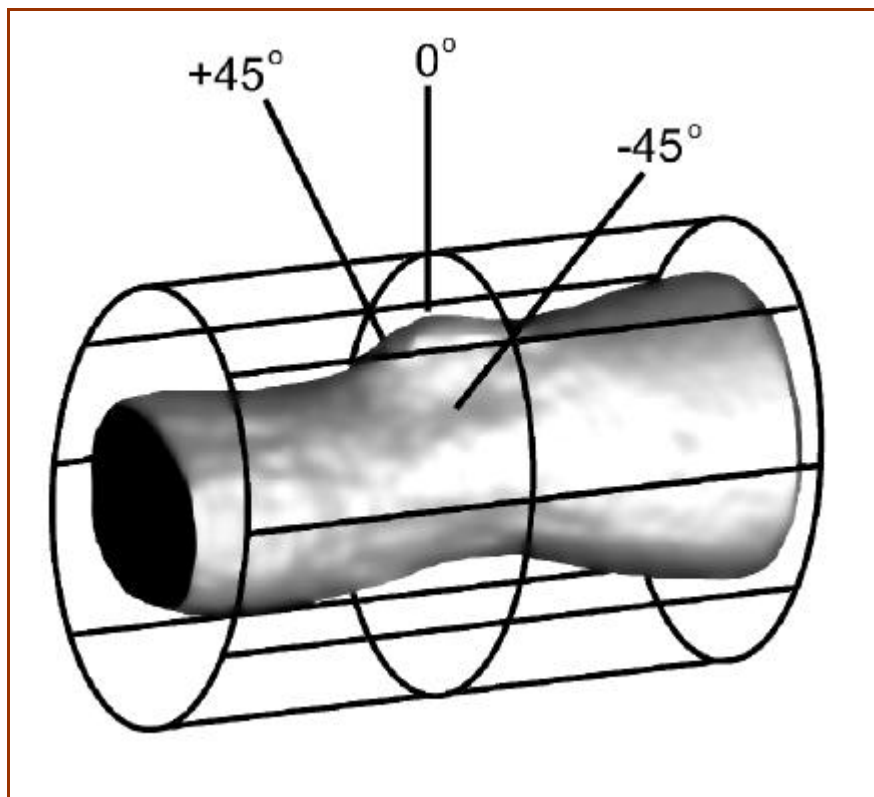


Figura 40. Vista de la rodilla y los segmentos del cilindro a través de los cuales se calcula la fluencia de fotones.

Los resultados de la fluencia de fotones alrededor de la pierna se muestran en la Figura 41. La fluencia es mayor en el segmento inferior y en un ángulo de 45° hacia la parte interior de la pierna, donde la atenuación de los fotones al atravesar el tejido es menor.

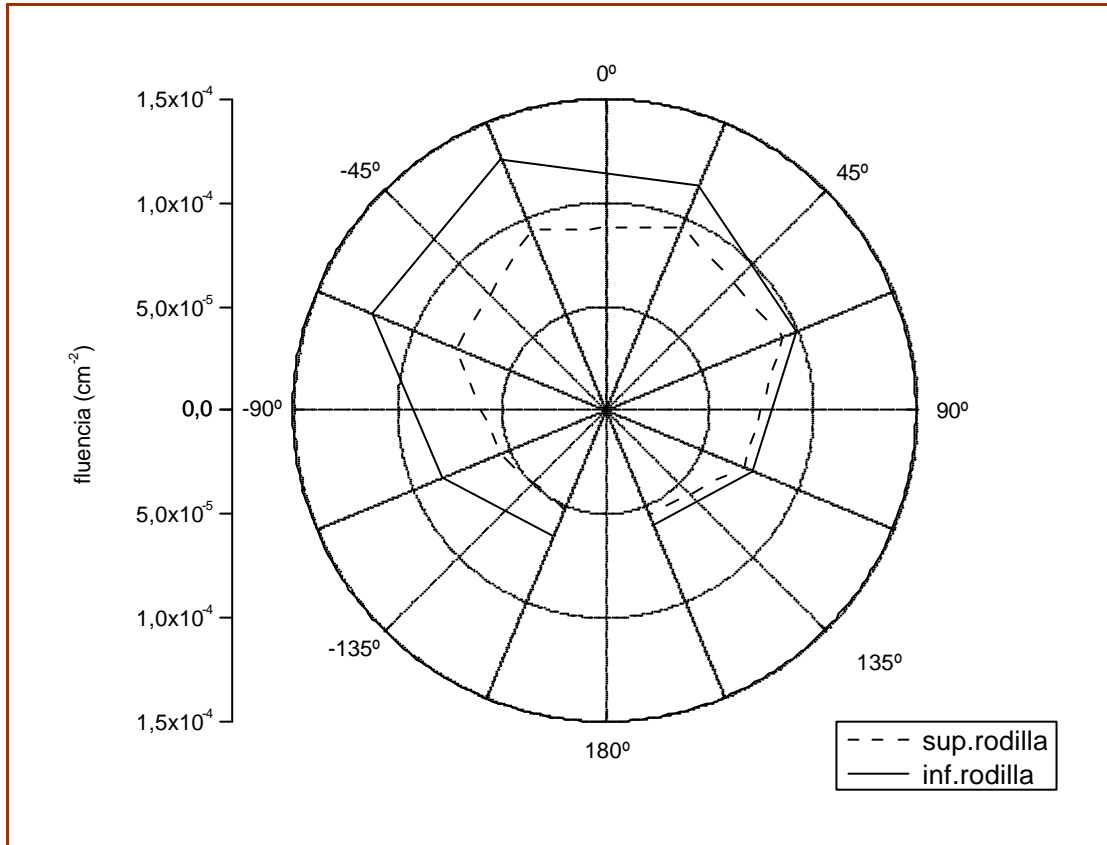


Figura 41. Representación polar de la fluencia de fotones alrededor de la rodilla, en la región superior (por encima de la rodilla) y en la región inferior (por debajo de la rodilla).

Como consecuencia del estudio de fluencia, se ha escogido como óptima la geometría de medida en la que se espera un mayor conteo de fotones emitidos por la rodilla y que es una geometría envolvente desplazada hacia la parte baja de la pierna. Los parámetros que describen esta geometría de medida son:

- Cuatro detectores centrados longitudinalmente sobre el maniquí de rodilla.
- Detectores superiores centrados a la altura de la rodilla.
- Detectores paralelos a la tibia.
- Criostatos abiertos formando un ángulo de 30° entre ellos.
- Distancia rodilla-sistema de detección de 4 cm.

6.2.2. Cálculo de la eficiencia numérica

Previo al cálculo de la eficiencia numérica correspondiente al maniquí de rodilla de Zubal, se puede comprobar el posicionamiento del sistema de detección mediante el software de visualización Sabrina, que permite representar en 3D la geometría descrita en el fichero de entrada de MCNPX tal como muestra la Figura 42.

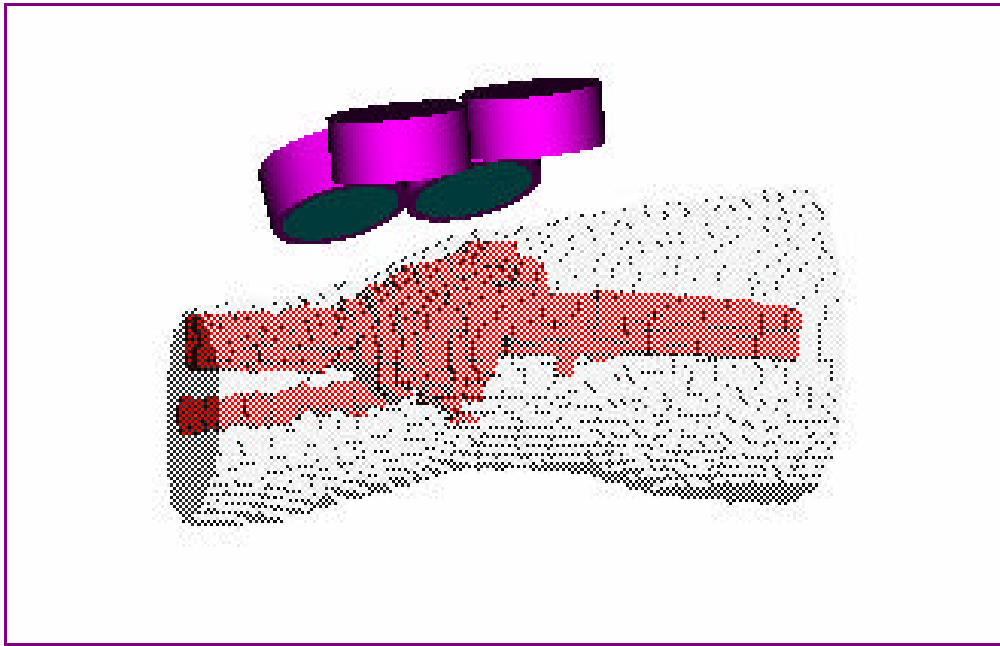


Figura 42. Visualización de la geometría de medida de rodilla con el software Sabrina, con el tejido blando semitransparente para ver el interior.

La misma disposición de detectores se ha trasladado al sistema de detección del laboratorio para reproducir la geometría y se ha evaluado la eficiencia con el maniquí de calibración de rodilla con el que cuenta el laboratorio. Los resultados de eficiencia obtenidos de la simulación de Monte Carlo y los experimentales del laboratorio se muestran en la Tabla 24 para una distancia rodilla-detector de 4 cm. La diferencia relativa entre ambos resultados es del 9 %.

Tabla 24. Eficiencias de detección numérica y experimental para geometría de medida de rodilla. La simulación se ha realizado con el maniquí numérico Zubal.

	Eficiencia (cps/Bq)
Numérica (maniquí Zubal)	$7,53 \times 10^{-3}$ (0,3 %)
Experimental	$6,92 \times 10^{-3}$ (1 %)
Bias (%)	8,9

Utilizando la eficiencia calculada con fuente puntual en esta geometría de medida, se ha obtenido un factor de calibración numérica de 0,274.

El valor de eficiencia para medida de rodilla es del mismo orden que la obtenida en la medida en cráneo, por lo que esta técnica se presenta como una alternativa real para la determinación de ^{241}Am depositado en esqueleto. Además, la medida directa en rodilla resulta ser operativamente más cómoda para el individuo a medir, al no tener el sistema de detección tan próximo a su cabeza, Figura 43.



Figura 43. Geometría de medida *in-vivo* de ^{241}Am depositado en rodilla.

6.2.3. Comparación de espectros

La distribución energética de los pulsos detectados experimentalmente al medir la rodilla de calibración contaminada con ^{241}Am se ha comparado con el espectro numérico y se muestra en la Figura 44. Como se puede ver, se obtiene un buen acuerdo entre ambas distribuciones.

En el espectro se distinguen las dos líneas correspondientes a radiación gamma de 59,541 y 26,35 keV y los picos de rayos X a 13,93, 17,61 y 21 keV (que en la realidad son multipletes). La parte del espectro de baja energía es difícil de analizar, [Bland et al. 1992], debido a que son líneas de emisión débil.

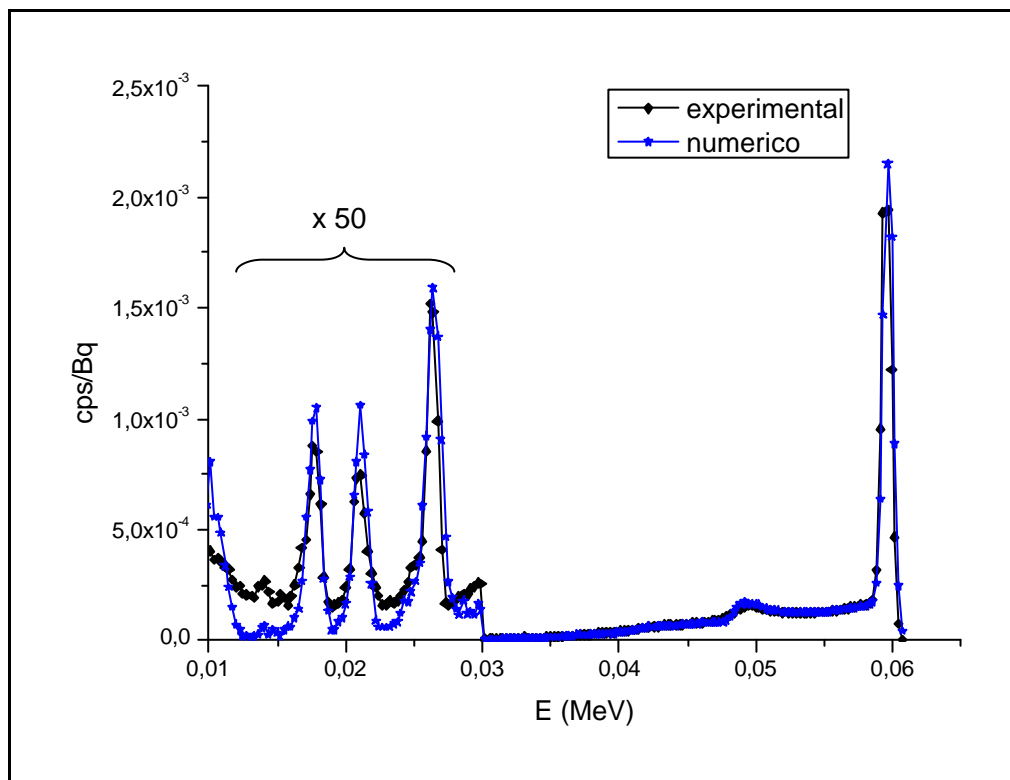


Figura 44. Comparación del espectro numérico y el experimental debido a contaminación de ^{241}Am en rodilla.

Para obtener numéricamente este espectro de medida de ^{241}Am depositado en rodilla, con una incertidumbre estadística menor del 1%, se ha invertido un tiempo de cálculo de aproximadamente 30 minutos.

6.3. ANÁLISIS DE LOS FACTORES DE INFLUENCIA

6.3.1. Influencia de la morfología del maniquí de calibración

Aunque los maniqués físicos de calibración son bastante reales, las limitaciones del proceso técnico hacen que representen solamente de forma aproximada el cuerpo humano. Este hecho puede dar lugar a diferencias en la medida de la radiación que requieran unas correcciones del resultado.

Para estudiar la influencia del maniquí de calibración se han comparado las eficiencias numéricas obtenidas con los dos maniqués de rodilla:

- el maniquí de Zubal utilizado anteriormente, construido a partir de imágenes de una rodilla de un individuo real, y
- el maniquí Spitz, construido mediante una tomografía realizada al maniquí físico de calibración del laboratorio.

Aunque ambos maniqués representan la rodilla de un hombre adulto considerado como representativo de la población, hay diferencias entre ambos. De hecho, la cantidad de hueso es mayor en el maniquí Zubal que en el Spitz, como se ve en la Tabla 25.

Tabla 25. Comparación entre los maniqués numéricos de rodilla Zubal y Spitz.

Maniquí	Voxels de hueso	Volumen voxel (cm ³)	Volumen hueso (cm ³)
Zubal	10048	$4,66 \times 10^{-2}$	468,24
Spitz	20242	2×10^{-2}	404,84

Los resultados de las eficiencias numéricas calculadas con ambos maniqués se muestran en la Tabla 26.

Tabla 26. Eficiencias de detección numéricas con los maniqués tomográficos de rodilla Spitz y Zubal para el pico de 59,54 keV del ^{241}Am .

	Eficiencia (cps/Bq)
Maniquí numérico Spitz	$7,22 \times 10^{-3}$ (0,4 %)
Maniquí numérico Zubal	$7,53 \times 10^{-3}$ (0,3 %)
Bias (%)	4,1

La utilización de un maniquí de rodilla u otro supone una diferencia de un 4 % en el resultado de la eficiencia, lo que pone de manifiesto la dependencia del proceso con la morfología del maniquí. Como consecuencia, si a partir de la calibración con el maniquí Spitz evaluásemos al individuo real que sirvió para la construcción del maniquí Zubal estaríamos sobreestimando la contaminación en su cuerpo en un 4 %.

Esta dependencia con la morfología resalta de nuevo la conveniencia de usar maniqués de calibración que se asemejen lo más posible al individuo que se ha de medir.

El uso de maniqués numéricos facilita esta labor, puesto que es más sencillo contar con una gran variedad de maniqués contruidos a partir de imágenes de individuos con distintas características anatómicas que fabricar muchos maniqués físicos de calibración.

6.3.2. Efecto del aire en el interior del maniquí

Un aspecto que tiene que ver con el propio maniquí físico de calibración es el derivado del hecho de que el maniquí puede desarmarse para retirar las estructuras de hueso e insertar otras nuevas. Como se puede ver en el corte del maniquí reconstruido a partir de las imágenes de TC de la rodilla (Figura 39), el interior del maniquí presenta espacios

de aire correspondientes a las juntas de cierre, y a la región entre el hueso y el tejido blando. Para comprobar si la presencia de este aire dentro del maniquí tiene algún efecto sobre el resultado, se ha construido un nuevo maniquí numérico en el que se han eliminado los espacios de aire y se han sustituido por tejido blando. La eficiencia se ha recalculado en esta situación y los resultados se han comparado con los del maniquí con espacios de aire. Los resultados se muestran en la Tabla 27.

Tabla 27. Eficiencias numéricas para las distintas energías de emisión del ^{241}Am en cps/Bq calculadas con el maniquí tomográfico Spitz original y otro en el que se ha sustituido el aire de su interior por tejido blando.

E (keV)	Eficiencia (cps/Bq)		Bias (%)
	Maniquí con aire	Maniquí sin aire	
17,61	$8,70 \times 10^{-5}$ (3 %)	$7,68 \times 10^{-5}$ (3 %)	-11,7%
21	$8,77 \times 10^{-5}$ (3 %)	$8,23 \times 10^{-5}$ (3 %)	-6,2%
26,345	$1,63 \times 10^{-4}$ (2 %)	$1,52 \times 10^{-4}$ (2 %)	-7,0%
59,541	$7,22 \times 10^{-3}$ (0,4 %)	$6,96 \times 10^{-3}$ (0,4 %)	-3,6%

Como cabía esperar, el sustituir el aire por un tejido de mayor densidad hace que el número de fotones que se detectan en el exterior sea menor. El efecto varía desde un 12 % a bajas energías hasta un 3,6 % para el pico de máxima emisión.

Este resultado evidencia la precisión que requiere el proceso de fabricación del maniquí para reducir al máximo la presencia de huecos en el interior. En cuanto al manejo del maniquí de calibración en el laboratorio, hay que asegurarse de que el maniquí está bien cerrado para que las medidas se hagan siempre en las mismas condiciones y no afecten al resultado.

6.3.3. Influencia de la resolución de las imágenes en la calibración numérica

La información anatómica obtenida tras hacer la tomografía de la rodilla Spitz consistía originalmente en una matriz de dimensiones 512×512 con un tamaño de píxel de $0,53125 \text{ mm}$ y un espaciado entre rodajas de 5 mm . Estos datos se procesaron para obtener ficheros de imágenes TIFF de varias resoluciones: $1 \times 5 \times 1 \text{ mm}^3$, $2 \times 5 \times 2 \text{ mm}^3$ y $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$. La información de cada maniquí se guarda en formato ASCII que permite ser leído fácilmente. Los únicos materiales presentes en el maniquí son músculo, hueso y aire, y para reducir el tamaño del fichero, solo se han almacenado los *voxels* de material distinto al aire. Las características de estos maniqués se muestran en las Tablas 28 y 29.

Tabla 28. Tamaño de los ficheros ASCII y número de *voxels* correspondientes a los maniqués tomográficos Spitz de distinta resolución.

Maniquí	Tamaño fichero ASCII (MB)	Nº de <i>voxels</i> totales	Nº de <i>voxels</i> de hueso
Spitz_seg3mat_1×5×1	10,79	789352	80973
Spitz_seg3mat_2×5×2	2,76	197325	20242
Spitz_seg3mat_5×5×5	0,43	31635	3228

Tabla 29. Volumen de hueso y tejido blando en cada uno de los maniqués tomográficos Spitz de distinta resolución.

Maniquí	Volumen <i>voxel</i> (cm^3)	Volumen hueso (cm^3)	Volumen tejido blando (cm^3)
Spitz_seg3mat_1×5×1	5×10^{-3}	405	3542
Spitz_seg3mat_2×5×2	2×10^{-2}	405	3542
Spitz_seg3mat_5×5×5	$1,25 \times 10^{-1}$	404	3551

Para comparar el efecto de las distintas resoluciones de los maniqués numéricos sobre el resultado de la simulación, se ha evaluado la eficiencia de detección en los tres casos, manteniendo la misma geometría de medida (sistema de detección colocado a una distancia de unos 4 cm de la rodilla y con geometría envolvente). Los resultados de eficiencia de detección y de tiempo de computación requerido para completar el cálculo se muestran en la Tabla 30.

Tabla 30. Eficiencias de detección para el pico de 59,54 keV y tiempos de computación necesarios para la medida de ^{241}Am en rodilla con distintas resoluciones del maniqué numérico.

Maniquí	Eficiencia (cps/Bq)	Tiempo (min)
Spitz_seg3mat_1×5×1	$7,27 \times 10^{-3}$ (0,3 %)	80
Spitz_seg3mat_2×5×2	$7,22 \times 10^{-3}$ (0,4 %)	47
Spitz_seg3mat_5×5×5	$7,29 \times 10^{-3}$ (0,3 %)	26

Las diferencias de la resolución apenas influyen en el contaje debido a la simplicidad de las estructuras anatómicas que intervienen. Al mantenerse prácticamente iguales las cantidades de hueso y de tejido blando, la fuente emisora de radiación es igual en todos los casos y también lo es la atenuación. Sin embargo, el efecto sobre el tiempo de computación sí es relevante, lo que puede ser de importancia al ejecutar el código en máquinas que no sean muy potentes.

Una resolución tan grande como la del caso 1×5×1 podría ser necesaria en situaciones en las que no se quiera perder ningún detalle anatómico, por ejemplo para evaluar dosis absorbidas en determinados órganos pequeños o de forma complicada.

6.3.4. Influencia del modelo de transporte de la radiación

El tipo de interacción que tiene lugar cuando la radiación atraviesa los materiales y el modo de tratar estas interacciones viene especificado por el modelo de transporte de partículas con el que se ha realizado el cálculo. El modo de transporte influirá en los resultados en distinto grado dependiendo del rango energético del problema.

Como se dijo anteriormente, las simulaciones hechas hasta el momento han sido realizadas con el modo de transporte detallado de fotones. Este modelo tiene en cuenta el efecto de ligadura de los electrones en el scattering Compton, asume fenómenos de fluorescencia tras la absorción fotoeléctrica y considera que tienen lugar procesos de scattering coherente. En cuanto a los electrones, se ha utilizado el modelo TTB, que genera electrones en la misma dirección que los fotones incidentes, los cuales son inmediatamente absorbidos tras crear fotones de bremsstrahlung.

Para estudiar la influencia de las distintas aproximaciones, se han realizado los cálculos de eficiencia variando los modelos que describen el transporte de la radiación. En primer lugar se ha considerado el modelo simple de transporte de fotones, que supone que las interacciones Compton tienen lugar sobre electrones libres y trata el efecto fotoeléctrico como una pura absorción (sin emisión de fluorescencia posterior). A continuación, se ha utilizado el mismo modelo detallado de transporte de fotones pero prescindiendo del scattering coherente y manteniendo el modelo TTB para la generación de electrones. Finalmente, se ha tenido en cuenta el transporte completo tanto de fotones como de electrones.

Los resultados de las eficiencias de los distintos picos de emisión del ^{241}Am se muestran en la Tabla 31 normalizados al resultado obtenido anteriormente, que utilizaba el modelo detallado de fotones junto con el modelo TTB para la generación de electrones. Los tiempos de computación requeridos para las distintas simulaciones se muestran en la Tabla 32.

Tabla 31. Eficiencias numéricas correspondientes a las distintas energías de emisión del ^{241}Am suponiendo diferentes modelos de transporte de partículas. Los resultados están normalizados a la eficiencia obtenida con el modelo detallado de transporte de fotones y el modelo TTB para los electrones.

E (keV)	Modelo simple	Modelo detallado Sin scatt. coherente	Transporte completo g y e-
17,61	1,22	1,08	1,05
21	1,32	1,12	0,99
26,345	1,01	1,06	0,99
59,541	1,04	1,00	1,01

Tabla 32. Tiempos de computación requeridos para las simulaciones con distintos modelos de transporte.

	Modelo detallado. TTB	Modelo simple	Modelo detallado Sin scatt. coherente	Transporte completo g y e-
T_{comp} (min)	47	54	66	128

El modelo simple de transporte resulta en unas diferencias bastante grandes para todas las líneas de emisión, ya que supone una simplificación muy grande de los procesos de interacción. Además supone también un incremento en el tiempo de cálculo, lo cual no ha podido ser explicado por los autores [Shultis, Faw 2006].

La probabilidad de ocurrencia de fenómenos de scattering coherente es significativa a bajas energías, por lo que el incluir o no esta contribución supone una diferencia de hasta un 12 % en el resultado de la eficiencia de los picos de menores energías.

Cuando se incluye el transporte de electrones en la simulación, las diferencias en los resultados son pequeñas, lo cual era de esperar puesto que al tratar con bajas energías la aproximación de que los electrones depositen su energía localmente es buena. El transporte completo aumenta notablemente el tiempo de computación requerido, llegando casi a triplicarse.

Como consecuencia, el modelo físico de transporte detallado de fotones con aproximación de bremsstrahlung para los electrones parece ser la opción más adecuada para el caso particular que nos ocupa.

7. EFECTO DE LA DISTRIBUCIÓN DEL CONTAMINANTE EN EL CUERPO

7.1. ESTUDIO BIOCINÉTICO DEL ^{241}Am

Dependiendo de la naturaleza del radionucleido y de la forma fisico-química en la que se encuentre, la actividad incorporada se concentra en determinados órganos del cuerpo dependiendo del tiempo que haya transcurrido desde el momento de la incorporación. Por tanto, el resultado de una medida *in-vivo* dependerá del comportamiento biocinético del radionucleido y del instante en que se realice la medida.

Una vez que el ^{241}Am ha penetrado en el organismo, sufre procesos de absorción en diferentes partes del aparato respiratorio y digestivo que hacen que pase a la sangre. Desde aquí, el Americio se deposita en esqueleto e hígado, en proporciones diferentes según la edad del individuo, [Leggett 1992]. Las proporciones de depósito esqueleto:hígado son 7:1, 5:3, 1:1 y 3:5 para el primer año de vida, entre 5 y 15 años, para 18 años y para mayores de 30 años, respectivamente. Para todas las edades, se supone que la mitad del Americio depositado en el esqueleto lo hace en la superficie del hueso cortical y la mitad en la superficie del hueso trabecular⁴. La transferencia de Americio desde la superficie al volumen del hueso está controlada por los procesos de reestructuración del hueso y por tanto depende de la edad del individuo.

⁴ El tejido óseo es un tipo especializado de tejido conjuntivo formado por células y material intercelular calcificado. El hueso no es completamente sólido, sino que tiene muchos espacios que proporcionan canales para los vasos sanguíneos que llevan los nutrientes a las células óseas. Dependiendo del tamaño y distribución de los espacios se distinguen zonas compactas y esponjosas. El hueso cortical (o compacto) es hueso duro y denso que forma la capa externa de todos los huesos del cuerpo y la mayor parte de la diáfisis (tallo) de los huesos largos. Constituye el 75-85% del total de masa ósea en el individuo adulto. El hueso trabecular es blando, esponjoso y menos denso. Constituye la mayor parte del tejido óseo de los huesos cortos, planos y de forma irregular y de la epífisis (extremidades) de los huesos largos. El espacio interior de la diáfisis es la cavidad medular y contiene la médula amarilla grasa. El hueso esponjoso de los huesos de la pelvis, costillas, esternón, vértebras, cráneo y extremos de algunos huesos largos es la única reserva de médula ósea roja.

El modelo biocinético que describe el comportamiento del ^{241}Am en los diversos órganos del cuerpo se describe en el Apéndice II de acuerdo a las recomendaciones [ICRP67 1993] y [ICRP78 1997].

El modelo biocinético supone que el cuerpo está formado por una serie de compartimentos que interactúan entre sí, mediante el intercambio de radionucleidos que tiene lugar entre ellos y con el exterior. El sistema compartimental se representa como un diagrama de flujos, donde las flechas que conectan los compartimentos indican el sentido de la transferencia. La cinética de transferencia es de primer orden, la tasa de eliminación de radionucleidos de un compartimento es proporcional a la actividad en el mismo. La retención en función del tiempo en el compartimento i se designa por $x_i(t)$ y el coeficiente de transferencia desde el compartimento i al j es k_{ij} . Además, al tratar con sustancias radiactivas, hay que considerar la pérdida de material como consecuencia del decaimiento radiactivo y que se expresa mediante una constante λ . Las incorporaciones de material desde el exterior se denotan por $I_i(t)$.

Un caso sencillo de modelo compartimental de solo dos compartimentos se muestra en la Figura 45. En este caso, tanto la entrada como la salida del contaminante ocurren desde el compartimento 1.

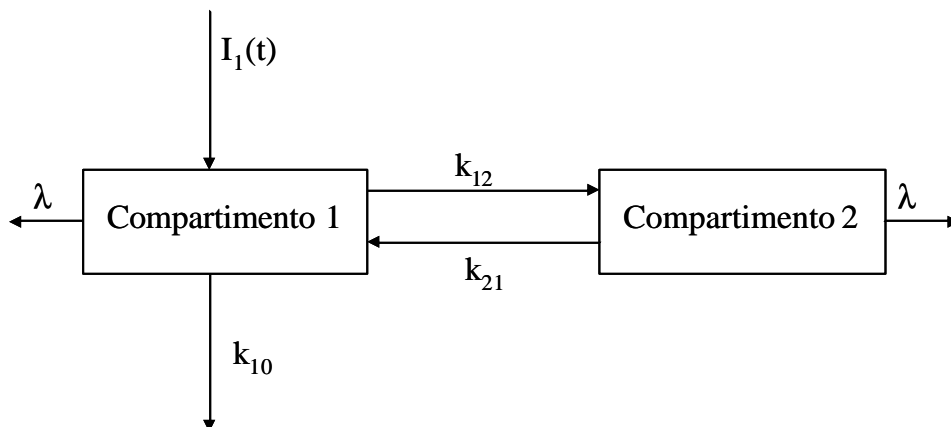


Figura 45. Ejemplo de modelo compartimental de dos compartimentos.

La evolución del sistema se describe matemáticamente por un sistema de ecuaciones diferenciales de primer orden:

$$\dot{x}_1(t) = -(I + k_{10} + k_{12}) \cdot x_1(t) + k_{21} \cdot x_2(t) + I_1(t) \quad (28)$$

$$\dot{x}_2(t) = k_{12} \cdot x_1(t) - (I + k_{21}) \cdot x_2(t) \quad (29)$$

Es decir,

$$\dot{x}(t) = A \cdot x(t) + I(t) \quad (30)$$

donde,

A es la matriz compartimental formada por los términos de flujo,

$$\dot{x}(t) = [\dot{x}_1(t), \dot{x}_2(t)]^T$$

$$x(t) = [x_1(t), x_2(t)]^T$$

$$I(t) = [I_1(t), 0]^T \quad (T \text{ indica matriz traspuesta}).$$

La resolución del sistema de ecuaciones dará la retención de contaminante en cada compartimento para un cierto instante de tiempo tras la incorporación. Sin embargo, en la práctica, la utilización de esta formulación puede ser problemática cuando el número de compartimentos es grande.

Para resolver el sistema de ecuaciones se ha utilizado el programa Humorap desarrollado en el lenguaje Mathematica [Sánchez, López-Fidalgo 2003], [Sánchez 2005]. Este programa aborda el problema subdividiendo el modelo compartimental en bloques que se tratan matemáticamente de forma independiente. Los resultados obtenidos han sido validados mediante el código INDAC (Internal Dose Assessment Code) versión 2.0 desarrollado por la empresa Iberinco, [Iberinco 2001].

El programa permite calcular la retención en cada compartimento en función del tiempo y de las características del radioisótopo incorporado (características aerodinámicas, tipo de metabolización, clase de incorporación, factores de transferencia y constante de desintegración radiactiva).

El modelo para el ^{241}Am consta de los siguientes compartimentos:

1: sangre	12: superficie de hueso trabecular
2: tejido blando 0	13: médula ósea de hueso trabecular
3: tejido blando 1	14: gónadas
4: tejido blando 2	15: vejiga
5: hígado	16: orina
6: riñones (vía urinaria)	17: parte superior del intestino grueso
7: riñones (resto)	18: parte inferior del intestino grueso
8: médula ósea de hueso cortical	19: heces
9: superficie de hueso cortical	20: intestino delgado
10: volumen de hueso cortical	21: estómago
11: volumen de hueso trabecular	

El esqueleto se representa por seis compartimentos para distinguir hueso cortical y trabecular y cada uno de ellos dividido en parte superficial, volumen y médula ósea.

El cálculo de la cantidad de ^{241}Am retenida en cada compartimento de hueso en función del tiempo transcurrido tras una incorporación por inhalación (por Bq) se ha realizado mediante las siguientes instrucciones:

```
In[1]:= <<Biokmod`Humorap2`
```

```
In[2]:= {qSKE8inh[t1_], qSKE9inh[t1_], qSKE10inh[t1_], qSKE11nh[t1_],
qSKE12inh[t1_], qSKE13inh[t1_]}={q8[t1], q9[t1], q10[t1], q11[t1], q12[t1],
q13[t1]}/.qInhalationE[americiumMatrixE, 1, AMAD5, M, 5 10-4, t1, 0];
```

```
In[3]:= Flatten[{{{"Dias_tras_incorporacion", "medula_cort", "superf_cort",
"vol_cort", "vol_trab", "superf_trab", "medula_trab"}}, Table[{t, qSKE8inh[t],
qSKE9inh[t], qSKE10inh[t], qSKE11nh[t], qSKE12inh[t], qSKE13inh[t]}, {t, 0, 10000,
100}]],1]//TableForm>>\\cendat.ciemat.es\u4561\privada\ret_h
```

Para comprobar la evolución temporal del Americio en los órganos más interesantes desde el punto de vista de medida directa de la radiación, se ha calculado también la retención en pulmón. El cálculo correspondiente es el siguiente:

```
In[4]:= {qLungs1[t1_]}={ qLungs1[t1]}/. qInhalationE[americiumMatrixE,1,AMAD5,
M, 5 10-4,t1,0];
```

```
In[5]:= Flatten[{{{"Dias tras incorporacion", "retencion_pulmon"}}, Table[{t,
qLungs1[t]}, {t, 0, 400, 20}]],1] //TableForm>>\\cendat.ciemat.es\u4561\privada\ret_p
```

Los factores de transferencia entre los compartimentos para un individuo adulto son los indicados en la Tabla II.1 del Apéndice II. Para la construcción de la matriz compartimental del Americio hay que tener en cuenta que se trata de un elemento con reciclado hacia el intestino delgado, es decir, hay transferencia de material desde la sangre y el resto del cuerpo hacia el intestino.

La fracción absorbida en el tracto gastrointestinal, f_i , se considera de $5 \cdot 10^{-4}$ (que es el valor general recomendado por ICRP para formas desconocidas de Plutonio, Americio y Neptunio). Para la tasa de absorción del Americio en el tracto respiratorio (velocidad de absorción tipo intermedio, M), los valores de los parámetros son: $s_p=10 \text{ d}^{-1}$, $s_{pt}=90 \text{ d}^{-1}$ y $s_t=0,005 \text{ d}^{-1}$ (para tener en cuenta la dependencia temporal del proceso de absorción a la sangre, se supone que una fracción se disuelve rápidamente y otra pasa por un estado intermedio con otra tasa de absorción distinta). El diámetro aerodinámico de la mediana de la actividad, AMAD, considerado como más representativo en el lugar de trabajo es de $5 \mu\text{m}$, [Dorrian, Bailey 1995], [ICRP68 1994].

La evolución temporal de la cantidad de ^{241}Am retenido en los compartimentos de pulmón y de hueso suponiendo una contaminación puntual de 1 Bq inhalado se representa en la Figura 46.

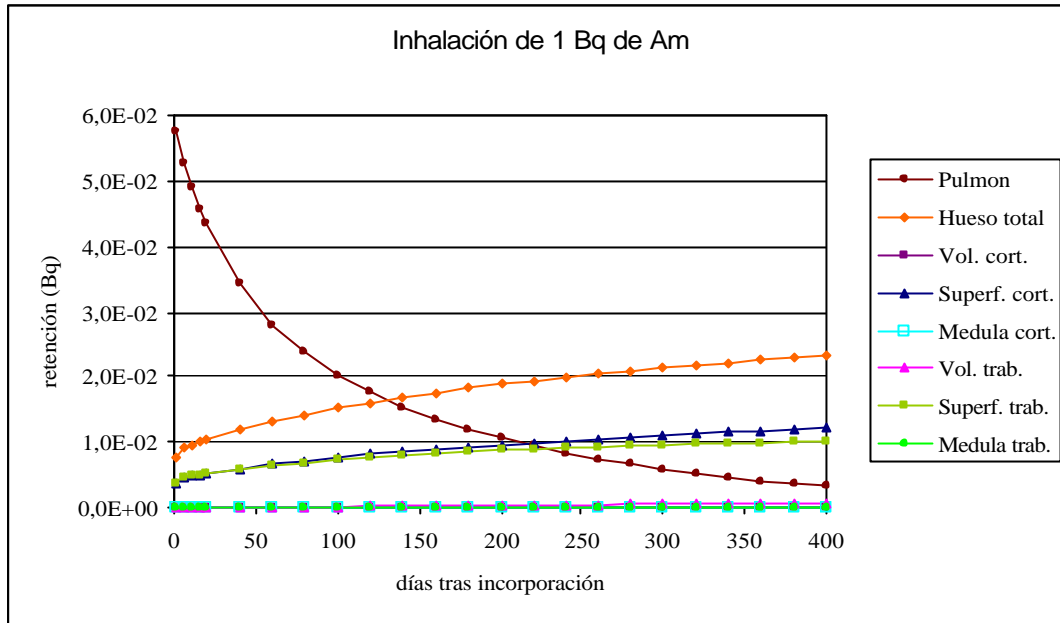


Figura 46. Retención de ^{241}Am en pulmón y hueso tras una incorporación por inhalación de 1 Bq.

Este resultado demuestra la importancia de conocer el tiempo transcurrido desde la incorporación a la hora de realizar la medida *in-vivo* de la radiación, ya que la distribución de radionucleidos en el cuerpo depende fuertemente de dicho tiempo.

Como ya sabíamos, el pulmón es el órgano decisivo en cuanto a retención en los primeros momentos tras la incorporación, pero al cabo de pocos meses, la cantidad de ^{241}Am retenido en el esqueleto empieza a ser más importante.

Normalizando los valores de retención en los compartimentos de hueso a la cantidad de ^{241}Am total retenido en el esqueleto, la evolución temporal en distintos momentos tras la incorporación se muestra en la Figura 47.

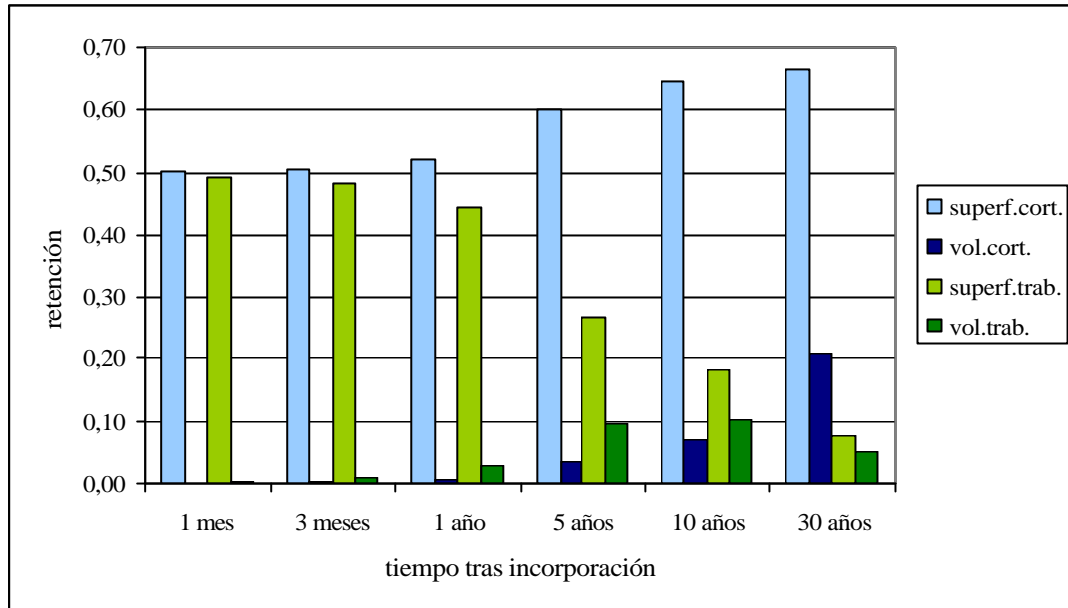


Figura 47. Evolución temporal de la retención de ^{241}Am en los compartimentos de hueso normalizado a la cantidad total retenida en hueso.

Como se puede ver, la mayor parte del Americio se localiza en la superficie del hueso durante los primeros años tras una incorporación por inhalación. Esta tendencia es mucho más acusada en el caso del hueso cortical. Para el hueso trabecular, se observa que hay una transferencia hacia el volumen del mismo, aunque no es hasta pasados varios años cuando empieza a ser importante la cantidad depositada en el volumen del hueso respecto a la que hay en la superficie.

7.2. EFICIENCIA DE DETECCIÓN PARA LA MEDIDA DE RODILLA EN CASO DE DISTRIBUCIÓN DE ^{241}Am EN LA SUPERFICIE ÓSEA

Las medidas realizadas actualmente en el laboratorio se basan en una calibración del sistema de detección realizada sobre un maniquí que contiene una distribución homogénea del ^{241}Am en el volumen del hueso. Sin embargo, la evaluación de la contaminación depositada en hueso en los primeros años tras la incorporación debería basarse en una calibración que utilice un modelo de depósito de Americio distribuido en la superficie ósea.

Para estudiar el efecto que tiene la distribución del ^{241}Am en el cuerpo se ha generado un nuevo maniquí numérico de la rodilla Spitz, pero esta vez con la fuente de contaminación distribuida en la superficie del hueso. Para ello se ha utilizado el programa de construcción de maniqués a partir de las imágenes de TC, modificándolo para que identifique y renombre los *voxels* que corresponden a la superficie ósea. Los resultados de eficiencias en el caso de distribución del contaminante en todo el volumen del hueso y en el caso de distribución superficial se muestran en la Tabla 33. Las simulaciones han sido realizadas con el maniquí numérico Spitz de resolución $2 \times 5 \times 2 \text{ mm}^3$.

Tabla 33. Eficiencia numérica (en cps/Bq) para las distintas energías de emisión del ^{241}Am según la distribución del mismo en el hueso de la rodilla sea en todo el volumen o sólo sobre la superficie.

E (keV)	Eficiencia (cps/Bq)		Bias (%)
	Am en volumen	Am en superficie	
17,61	$8,79 \times 10^{-5}$ (3 %)	$1,73 \times 10^{-4}$ (2 %)	96,6
21	$6,36 \times 10^{-5}$ (3 %)	$1,34 \times 10^{-4}$ (2 %)	110,7
26,345	$1,55 \times 10^{-4}$ (2 %)	$2,13 \times 10^{-4}$ (2 %)	37,8
59,541	$7,22 \times 10^{-3}$ (0,4 %)	$7,58 \times 10^{-3}$ (0,3 %)	5,0

La eficiencia obtenida en el caso de suponer el ^{241}Am en la superficie del hueso de la rodilla es mayor que suponiendo una distribución homogénea en todo el hueso, ya que los fotones emitidos atraviesan un menor espesor de hueso en su recorrido hacia el detector. Para el pico de máxima emisión, el valor obtenido para la eficiencia es un 5 % superior a la obtenida en el caso de una distribución uniforme de la fuente en todo el volumen óseo.

El efecto sobre los picos de baja energía es mucho más dramático, lo que significa que para otro tipo de radionucleidos emisores de fotones con energías menores la distribución del contaminante es un factor esencial a la hora de medir.

7.3. MEDIDA DE ^{241}Am EN TORAX. INFLUENCIA DEL ESQUELETO EN LAS MEDIDAS DE PULMÓN

Las medidas que tienen lugar en los primeros momentos tras una incorporación de ^{241}Am se realizan en base a la determinación de la cantidad de radionucleido depositada en pulmón. La geometría de medida para detección pulmonar supone reclinar al individuo en la silla de medidas y colocar los detectores sobre el hemitórax del individuo.

Sin embargo, también hemos visto que el ^{241}Am tiende a depositarse en el hueso, y especialmente en aquellas partes del esqueleto con mayor proporción de área superficial, es decir, en los extremos de los huesos largos de las piernas, el cráneo y las vértebras. Por lo tanto, la fracción de contaminante depositado en la caja torácica puede interferir con la emisión proveniente de los pulmones y dar un resultado erróneo.

Para comprobar la influencia que tiene sobre el resultado de la eficiencia el hecho de que la fuente emisora se desplace en el tiempo se han realizado una serie de simulaciones tomando como base el torso del maniquí de Zubal.

El maniquí tomográfico de torso se ha generado a partir del maniquí Zubal Voxelman, utilizando sólo 195 cortes, desde el 7 al 201, del maniquí original. El maniquí constaba de 957106 voxels de 4 mm de lado en los que se distinguían 34 tejidos distintos. Los tejidos blandos se agruparon en un mismo tejido, salvo los pulmones que se mantuvieron diferenciados.

Para la definición de la fuente en el código de Monte Carlo se ha considerado que su localización ha ido evolucionando tal como predice la resolución del modelo biocinético que proporciona la retención en función del tiempo de ^{241}Am en pulmón y en hueso (Figura 46).

Los resultados de eficiencia en función del tiempo transcurrido tras la incorporación se muestran en la Tabla 34.

Tabla 34. Evolución temporal de la eficiencia de detección numérica para la medida de tórax debido a una contaminación por inhalación de ^{241}Am .

Tiempo tras incorporación	Proporción pulmón/costillas	Eficiencia (cps/Bq)
0	100/0	$1,97 \times 10^{-3}$ (0,7 %)
20 días	80/20	$1,93 \times 10^{-3}$ (0,7 %)
140 días	50/50	$1,84 \times 10^{-3}$ (0,7 %)
1 año	20/80	$1,64 \times 10^{-3}$ (0,8 %)
3 años	0/100	$1,44 \times 10^{-3}$ (0,8 %)

Como se deduce de la tabla, el valor de la eficiencia en geometría pulmonar disminuye con el paso del tiempo como resultado de la transferencia del contaminante a otros órganos. Esto supone que la calibración realizada con un maniquí en el que todo el ^{241}Am estuviera distribuido en los pulmones conllevaría una subestimación de la actividad total del cuerpo en la medida de un individuo contaminado realizada algún tiempo después de la incorporación.

8. CONCLUSIONES

Como se ha mostrado en los capítulos precedentes, uno de los grandes problemas de la medida *in-vivo* de la contaminación interna es la dificultad para conseguir una buena calibración que se corresponda con las condiciones reales de medida. Aunque se ha realizado un gran esfuerzo para desarrollar maniqués antropomórficos realistas para la calibración de los sistemas de detección *in-vivo*, tales maniqués representan solo aproximadamente las características anatómicas de un individuo medio. Esto hace necesaria la aplicación de correcciones a los factores de calibración obtenidos para dichos maniqués a la hora de utilizarlos para evaluar la contaminación interna de individuos reales, que en el caso de emisores de baja energía pueden afectar significativamente al resultado. Además, los maniqués contienen normalmente una distribución uniforme de radionucleidos en el tejido u órgano considerado, lo cual no siempre se corresponde con la distribución real en un ser humano. Para poder cubrir todas las posibilidades de contaminación y distintas características anatómicas individuales sería necesario disponer de un número demasiado grande de maniqués para ser realizable en la práctica.

Los resultados presentados en este trabajo de investigación demuestran la viabilidad de la calibración mediante el uso de maniqués numéricos tipo *voxel* y métodos de Monte Carlo. El uso de técnicas numéricas no solo simplifica el proceso de calibración al no requerir el uso de maniqués distintos para cada radionucleido, sino que permite además el estudio de factores de influencia (características del detector, geometría de medida, distribución del radionucleido, composición de los materiales) cuyo análisis resulta extraordinariamente complicado, cuando no imposible, con las técnicas de calibración convencionales.

El procedimiento de calibración numérica descrito consta de tres etapas:

- Construcción de maniqués numéricos a partir de imágenes tomográficas tridimensionales y adaptación de los mismos para su utilización en simulaciones por Monte Carlo (mediante el código MCNPX, en los casos estudiados).

- Simulación de la distribución del radionucleido en el maniquí considerado y del transporte de radiación en una geometría compleja.
- Simulación del sistema de detección para obtener el espectro de distribución de pulsos y calcular la eficiencia de detección.

Para ello, se ha desarrollado un método de construcción de maniqués numéricos mediante la segmentación de imágenes de tomografía computerizada del cuerpo humano. El método se basa en el análisis de umbrales de intensidad (un procedimiento habitualmente descrito en la literatura científica y técnica como *multilevel thresholding algorithms*) en el histograma correspondiente (distribución del número de píxeles frente al nivel de color gris en imágenes de blanco y negro de 8 bits). También se han desarrollado programas informáticos para automatizar la generación de los archivos de entrada para el código MCNPX correspondientes a la simulación de la medida *in-vivo* con el maniquí numérico elegido. El programa permite: situar los detectores y desplazarlos en el espacio; añadir la fuente de radiación en el órgano deseado, el tipo de distribución de contaminante y el tipo y energía de partícula emitida; modificar el tratamiento físico de las interacciones; incluir la información de los materiales; y elegir la magnitud física que se desea calcular (tasa de fluencia, espectro de pulsos, eficiencia de detección).

Para simular el sistema de detección se necesita la descripción detallada y precisa de los detectores, incluyendo dimensiones, composición de materiales y, especialmente, el espesor de la capa inactiva cuyo valor resulta crítico en el caso de fotones de baja energía. Dicho valor se ha ajustado mediante la comparación de los resultados simulados con los experimentales para la medida de una fuente puntual.

Los métodos desarrollados se han utilizado para analizar en detalle los procedimientos de evaluación de ^{241}Am en hueso mediante medidas en cráneo y en rodilla. En ambos casos, se han comparado los resultados obtenidos experimentalmente para los maniqués antropomórficos Cohen (cabeza) y Spitz (rodilla) con los resultados numéricos para los maniqués tipo *voxel* obtenidos a partir del maniquí Zubal y, en el caso de la rodilla, con el maniquí generado a partir de una tomografía axial computerizada del maniquí experimental (Spitz). En ambos casos, las diferencias encontradas entre las medidas

experimentales y los resultados numéricos son inferiores al 10% y como resultado de diferencias anatómicas entre el maniquí experimental y el maniquí numérico, construido a partir de un ser humano real. Cuando el maniquí numérico se construye exactamente a partir del maniquí experimental (como ha sido el caso del maniquí de rodilla Spitz), la discrepancia es del 4 %.

Las posibilidades de utilización del método numérico, no solo para simular la medida experimental sino también para calcular la distribución espacial de fluencia en torno al maniquí, se han utilizado para determinar la geometría óptima de medida así como la influencia de otros factores que determinan la eficiencia de detección (posicionamiento de los detectores, características morfológicas de los maniqués y sus materiales de fabricación y distribución del radionucleido emisor). Este resultado ha sido de gran utilidad práctica en la puesta a punto del procedimiento rutinario de medida de ^{241}Am en rodilla en el laboratorio del CRC del Servicio de Dosimetría Interna del CIEMAT.

En cuanto al posicionamiento del equipo de medida, se han estudiado las variaciones en la eficiencia de detección producidas por cambios en los parámetros que definen la posición de los detectores para una geometría de medida vertical sobre la cabeza. El parámetro de más influencia ha resultado ser la distancia entre la fuente y los detectores a lo largo del eje vertical, resultando una incertidumbre combinada debida a la inexactitud en el posicionamiento de los detectores del 8%.

La utilización de distintos materiales de fabricación en los maniqués ha resultado en diferencias en los valores de eficiencia de hasta un 20%.

Para estudiar los cambios en la eficiencia de detección con la edad y las características anatómicas del individuo, se han generado maniqués numéricos de distintos tamaños manipulando el tamaño del voxel de acuerdo con los parámetros físicos individuales, obteniéndose una función que relaciona dicha eficiencia con la relación peso/altura.

Por último, y para estudiar las consecuencias de la inhomogeneidad y los cambios temporales en la distribución del ^{241}Am en el cuerpo como consecuencia de los procesos de transferencia y retención, se ha simulado dicha distribución en el maniquí numérico a

partir de los datos del modelo biocinético del ^{241}Am establecido en las recomendaciones internacionales de ICRP. Se ha obtenido así una eficiencia de detección en función del tiempo transcurrido desde la incorporación del radionucleido. El hecho de que el Americio se deposite inicialmente en la superficie ósea, y no sea hasta mucho tiempo después cuando se transfiere al volumen, ha resultado en una eficiencia de detección un 5 % mayor que si el contaminante estuviera distribuido homogéneamente.

Respecto a la evaluación de ^{241}Am en pulmón mediante medidas en tórax, la transferencia desde el pulmón hacia otros órganos tiene como consecuencia la interferencia en la medida debida al Americio depositado en la caja torácica. La evolución temporal de la distribución de ^{241}Am ha permitido calcular la eficiencia de detección en distintos instantes de tiempo.

Esta técnica numérica representa un gran avance hacia una calibración de los detectores más personalizada para el individuo a medir, permitiendo el cálculo de eficiencias de detección adaptadas a las características anatómicas y de distribución del contaminante del sujeto, lo cual mejorará la evaluación de la actividad retenida en el interior del organismo.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [Aarnio et al. 1990]
P.A. Aarnio, H.J. Möhring, J. Ranft, A. Fasso, G.R. Stevenson. FLUKA89 Users' Guide, CERN 1990.
- [Adams 2000]
K.J. Adams. Electron upgrade for MCNP4B. X-5-RN(U)-00-14. Los Alamos National Laboratory, 2000.
- [Alonso et al. 2002]
M. Alonso, T. Barriuso, M.J. Castañeda, N. Díaz-Caneja, I. Gutiérrez, E. Villar. Monte Carlo estimation of absorbed dose to organs in computed tomography. Health Physics, vol. 82 (2), 233-239, 2002.
- [Amersham 1985]
Amersham International Limited. Certificate of calibration of gamma emitting radioactive reference source. Ref 7Q458. United Kingdom, 1985.
- [Andrasi et al. 2005]
A. Andrasi, C. Bouvier, A. Brandl, L. de Carlan, H. Fischer, D. Franck, V. Höllriegl, W.B. Li, U. Oeh, J. Ritt, P. Roth, M. Schlagbauer, Ch. Schmitzer, W. Wahl, P. Zombori. Improvements and recommendations for operating procedures in internal contamination monitoring. IDEA Project Report. FIKR CT2001 00164. March 2005. Seibersdorf Research.
- [ANSI 1995]
ANSI. Standard performance criteria for radiobioassay. ANSI 13.30. 1995.
- [Berger 1963]
M.J. Berger. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. Methods in Computational Physics, vol.1. Academic Press, New York, 1963.
- [Bland et al. 1992]
C.J. Bland, J. Morel, E. Etcheverry, M.C. Lepy. Determination of ^{239}Pu and ^{241}Am LX-ray intensities using a Simplex method for fitting peaks. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, vol.312, 323-333, 1992.
- [Briesmeister 1997]
J. F. Briesmeister, ed. "MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code," LA-12625-M, Version 4B. Los Alamos National Laboratory, 1997.
- [Bronson, Wang 1996]
F.Z. Bronson, L. Wang. Validation of the MCNP Monte Carlo code for germanium detector gamma efficiency calibrations. Waste Management. Tucson, USA, 1996.

- [Brun et al. 1987]
R. Brun, F. Bruyant, M. Maire, A. McPherson, P. Zancarini. GEANT. CERN Report DD/EE/84-1. Geneva, 1987.
- [Burns et al. 1990]
P.A. Burns, L.J. Martin, J.R. Moroney. Needle beam studies of HPGe detectors for photon efficiency calibration from 6 to 25 keV. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, vol. 286, 480-489, 1990.
- [Bush 1949]
F. Bush. The integral dose received from a uniformly distributed radioactive isotope. The British Journal of Radiology, vol. 22, 46, 1949.
- [Canberra 1999]
Canberra. GENIE2000. Model S505 QA Software. Canberra Industries, Meriden, CT, USA. 1999.
- [Clouvas et al. 1998]
A. Clouvas, S. Xanthos, M. Antonopoulos-Domis, J. Silva. Monte Carlo based method for conversion of in-situ gamma ray spectra obtained with a portable Ge detector to an incident photon flux energy distribution. Health Physics, vol. 74, 216-230, 1998.
- [Cohen et al. 1977]
N. Cohen, H.B. Spitz, M.E. Wrenn. Estimation of Skeletal Burden of “bone-seeking” radionuclides in man from in vivo scintillation measurements of the head. Health Physics, vol. 33 (5), 431-441, 1977.
- [Cohen]
N. Cohen (comunicación personal).
- [Conrad 2005]
Conrad Project Overview. <http://www.eurados.org/conrad/>
- [CRD 2004]
Computing Radiation Dosimetry – CRD. Workshop Proceedings. Sacavém, Portugal. 22-23 June 2002. Nuclear Energy Agency. OECD 2004.
- [Cristy, Eckerman 1987]
M. Cristy, K.F. Eckerman. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory, Report No. ORNL/TM-8381/V1, 1987.
- [Cullen et al. 1989]
D.E. Cullen, M.H. Chen, J.H. Hubbell, S.T. Perkins, E.F. Plechaty, J.A. Rathkopf, J.H. Scofield. Tables and graphs of photon-interaction cross sections from 10 eV to 100 GeV derived from the LLNL Evaluated Photon Data Library (EPDL). Lawrence Livermore National Laboratory Report UCRL-50400, vol. 6, 1989.

[DeMarco et al. 2002]

J.J. DeMarco, R.E. Wallace, K. Boedeker. An analysis of MCNP cross-sections and tally methods for low-energy photon emitters. *Physics in Medicine and Biology*, vol. 47, 1321-1332, 2002.

[Deslattes et al. 2005]

R.D. Deslattes, E.G. Jr. Kessler, P. Indelicato, L. de Billy, E. Lindroth, J. Anton, J.S. Coursey, D.J. Schwab, C. Chang, R. Sukumar, K. Olsen, and R.A. Dragoset (2005). X-ray Transition Energies (version 1.2). [Online] Available: <http://physics.nist.gov/XrayTrans>. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD.

[Dorrian, Bailey 1995]

M.D. Dorrian, M.R. Bailey. Particle size distributions of radioactive aerosols measured in workplaces. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 60, 119–133, 1995.

[Drexler et al. 1990]

G. Drexler, W. Panzer, L. Widenmann, G. Williams, M. Zankl. The calculations of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part III: Organ doses in X-ray diagnosis. GSF-Bericht. München, 1990.

[ENEA 2004]

Quados. Intercomparison on the usage of computational codes in radiation dosimetry. International Workshop Proceedings. Bologna, Italy. July 14-16, 2003. Editors: G. Gualdrini, P. Ferrari. ENEA 2004.

[Espinosa et al. 1998]

A. Espinosa, A. Aragón, N. Stradling, A. Hodgson, A. Birchall. Assessment of doses to adult members of the public in Palomares from inhalation of plutonium and americium. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 79, 161-164, 1998.

[Euratom 1996]

Council Directive of 13 May 1996 laying down basic safety standards for the health protection of the general public and workers against the dangers of ionizing radiation. Official Journal of the European Communities No L159 of 29.6.96.

[Genicot et al. 1999]

J.L. Genicot, S. Pomme, J.P. Alzetta. In-vivo measurement of low energy photon emitters: room-temperature semiconductor diodes vs. large scintillators and germanium crystals. *Health Physics*, vol. 76 (3), 288-299, 1999.

[Gibbs et al. 1984]

S.J. Gibbs, A. Pujol, T.S. Chen, A.W. Malcolm, A.E. James. Patient risk from interproximal radiography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, vol. 58, 347-354, 1984.

- [Gilmore, Hemingway 1995]
G. Gilmore, J.D. Hemingway. Practical gamma-ray spectrometry. Ed. John Wiley & Sons. 1995.
- [Goans, Warner 1979]
R.E. Goans, G.G. Warner. Monte Carlo simulations of photon transport in a heterogeneous phantom- I. Application to chest counting of Pu and Am. Health Physics, vol. 37, 533-542, 1979.
- [Gómez Ros et al. 2003]
J.M. Gómez-Ros, M. Moraleda, M.A. López, T. Navarro and J.F. Navarro. A numerical method for the calibration of a whole body counter. Application to in-vivo measurements of ^{241}Am in skull. Health Physics, vol. 84, S172-S173, 2003.
- [Gómez Ros et al. 2007a]
J.M. Gómez Ros, M. Moraleda, M.A. López, T. Navarro, J.F. Navarro. "Monte Carlo based voxel phantoms for in-vivo internal dosimetry". Radiation Protection Dosimetry (en prensa, 2007).
- [Gómez Ros et al. 2007b]
J.M. Gómez Ros, L. de Carlan, D. Franck, G. Gualdrini, M. Lis, M. A. López, M. Moraleda, M. Zankl. Monte Carlo modelling for in-vivo measurements of Americium in a knee voxel phantom: general criteria for an international comparison. Workshop on Internal Dosimetry of Radionuclides (Montpellier, Francia, 2006). Radiation Protection Dosimetry (aceptado para publicar, 2007).
- [Gualdrini et al. 2000]
G. Gualdrini, P. Battisti, R. Biagini, P. DeFelice, A. Fazio, P. Ferrari. Development and characterisation of a head calibration phantom for in vivo measurements of actinides. Applied Radiation Isotopes, vol. 53, 387-393, 2000.
- [Halbleib et al. 1992]
J.A. Halbleib, R.P. Kensek, T.A. Melhorn, G.D. Valdez, S.M. Seltzer, M.J. Berger. ITS Version 3.0: The Integrated TIGER Series of coupled electron/photon Monte Carlo transport codes. Sandia Laboratories. Report SAND91-1634. 1992.
- [Hendricks 2005]
John S. Hendricks et al. MCNPX, Version 2.5.f. LA-UR-05-0891. Los Alamos National Laboratory. February 2005.
- [Hounsfield 1980]
G.N. Hounsfield. Computed medical imaging. Medical Physics, vol. 7 (4), 283-290, 1980.
- [Hughes 1996]
H.G. Hughes. Information on the Photon Library MCPLIB02. LANL internal memorandum, X-6:HG-93-77 and LA-UR-98-539 (revised 1996).

- [Hughes et al. 1997]
H.G. Hughes, R.E. Prael, R.C. Little. MCNPX-The LAHET/MCNP code merger. XTM-RN(U) 97-012. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, 1997.
- [IAEA 1996]
Direct methods for measuring radionuclides in man. Safety Series No. 114. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1996.
- [IAEA 1997]
International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources. Safety Series No.115. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1997.
- [IAEA 1999a]
Assessment of occupational exposure due to intake of radionuclides. IAEA Safety Standard Series RS-G1.2. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1999.
- [IAEA 1999b]
Assessment of occupational exposure due to external sources of radiation. IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.3. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1999.
- [IAEA 2004]
Methods for assessing occupational radiation doses due to intakes of radionuclides. Safety Reports Series No.37. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2004.
- [Iberinco 2001]
INDAC, Internal Dose Assessment Code, v2.0. Iberinco, Spain, 2001.
- [ICRP60 1990]
ICRP Publication 60. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP vol. 20/1. ICRP, 1990.
- [ICRP67 1993]
ICRP Publication 67. Age-dependent dose to members of the public from intake of radionuclides: part 2. Ingestion dose coefficients. Oxford: Pergamon Press. ICRP, 1993.
- [ICRP68 1994]
ICRP Publication 68. Dose coefficients for intakes of radionuclides by workers. Oxford: Pergamon Press. ICRP, 1994.
- [ICRP75 1997]
ICRP Publication 75. General principles for the radiation protection of workers. Annals of the ICRP vol. 27/1. ICRP, 1997.

- [ICRP78 1998]
ICRP Publication 78. Individual monitoring for internal exposure of workers. Annals of the ICRP vol. 27/3-4. ICRP, 1998.
- [ICRP89 2002]
ICRP Publication 89. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection. Annals of the ICRP vol. 32/3-4. ICRP, 2002.
- [ICRP 2005]
ICRP Draft Report. 2005 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Draft for Consultation. http://www.icrp.org/docs/2005_recs_CONSULTATION_Draft1a.pdf.
- [ICRU46 1992]
ICRU Report 46. Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues. International Commission on Radiation Units and Measurements. (Bethesda, MD: ICRU) (1992).
- [ICRU48 1992]
ICRU Report 48. Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection. International Commission of Radiation Units and Measurements, 1994.
- [ICRU51 1993]
ICRU Report 51. Quantities and units in Radiation Protection Dosimetry. International Commission of Radiation Units and Measurements, 1993.
- [ICRU69 2003]
ICRU Report 69. Direct contamination of the body content of radionuclides. International Commission of Radiation Units and Measurements, 2003.
- [ISO 1995]
Guide to the expression of uncertainty in measurement. ISBN 92-67-10188-9. ISO. International Organisation for Standardisation. Geneva, Switzerland, 1995.
- [Johns, Cunningham 1983]
H.E. Johns, J.R. Cunningham. The physics of radiology. 4th edition. Charles C Thomas. Springfield, 1983.
- [Jones 1997]
D.G. Jones. A realistic anthropomorphic phantom for calculating organ doses arising from external photon irradiation. Radiation Protection Dosimetry, vol. 72 (1), 21-29, 1997.
- [Jones 1998]
D.G. Jones. A realistic anthropomorphic phantom for calculating specific absorbed fractions of energy deposited from internal gamma emitters. Radiation Protection Dosimetry, vol. 79, 411-414, 1989.

- [Kalos, Whitlock 1986]
M.H. Kalos, P.A. Whitlock. Monte Carlo methods, vol.I: Basics. Wiley, New York, 1986.
- [Kang et al. 1993]
C. Kang, D. Newton, A.J. Warner, T.A. Absolom, D.A. Kruchten, A.L. Anderson, H.E. Palmer. A comparison of techniques in the assessment of chest wall thickness and composition. Health Physics, vol. 64 (4), 406-411, 1993.
- [Kellar 1995]
J.R. Kellar. Fabrication of an anthropomorphic calibration phantom for in vivo measurement of Eu-152 in the skull. M.S.Thesis. University of Cincinnati College of Engineering, Cincinnati, Ohio, 1995.
- [Knoll 1999]
G.F. Knoll. Radiation Detection and Measurement, 3rd Edition. New York: John Wiley&Sons. 1999.
- [Koblinger 1975]
L. Koblinger. Monte Carlo calculations of scattered X-rays from Snyder phantoms. Health Physics, vol. 28, 751-754, 1975.
- [Kramer et al. 1986]
R. Kramer, M. Zankl, G. Williams, G. Drexler. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part I: the male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms. GSF-Bericht S-885, 1982.
- [Kramer et al. 1991]
G.H. Kramer, L. Burns, L. Noel. The BRMD Bomab Phantom Family. Health Physics, vol. 61(6), 895-902, 1991.
- [Kramer, Yiu 1996]
G.H. Kramer, S. Yiu. The Canadian National Calibration Reference Centre for in-vivo monitoring: thyroid monitoring. Part VI: choosing a detector for either ^{125}I and/or ^{131}I . Canadian Journal of Medical Radiation Technology, vol. 27 (2), 74-79, 1996.
- [Kramer, Burns 1999]
G.H. Kramer, L. Burns. Evaluation of the effect of chest wall thickness tissue composition, and photon energy on the quantity muscle-equivalent chest-wall-thickness by Monte Carlo simulations. Radiation Protection Dosimetry, vol. 82 (2), 115-124, 1999.
- [Kramer et al. 2000]
G.H. Kramer, P. Crowley, L.C. Burns. Investigating the impossible: Monte Carlo simulations. Radiation Protection Dosimetry, vol. 89, 259-262, 2000.

[Leggett 1992]

R.W. Leggett. A retention-excretion model for americium in humans. *Health Physics*, vol. 62, 288-310, 1992.

[Leo 1994]

W.R. Leo. *Techniques for nuclear and particle physics experiments*. Springer-Verlag. Segunda edición 1994.

[López, Navarro 2000a]

M.A. López, T. Navarro. A Low Energy Germanium detector system for lung counting at the WBC facility of Ciemat. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 89, 221-227, 2000.

[López, Navarro 2000b]

M.A. López, T. Navarro. Medidas directas en CRC asociadas a programas de vigilancia en trabajadores ocupacionales con riesgo de contaminación interna por actínidos. *Revista de la Sociedad Española de la Protección Radiológica* n° extraordinario de septiembre. 2000.

[López, Navarro 2003]

M.A. López, T. Navarro. Sensitivity of a low energy Ge detector system for in vivo monitoring in the framework of ICRP78 applications. *Radiation Protection Dosimetry*, vol.105, 1-4. 477-482, 2003.

[Malátová, Foltánová 2000]

I. Malátová, S. Foltánová. Uncertainty of the estimation of ^{241}Am content of the human body. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 89 (3-4), 295-299, 2000.

[Malátová et al. 2003]

I. Malátová, S. Foltánová, V. Becková, R. Filgas, H. Pospisilová, Z. Hölggye. Assessment of occupational doses from internal contamination with ^{241}Am . *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 105 (1-4) 325-328, 2003.

[Mallett et al. 1995]

M.W. Mallett, D.P. Hickman, D.A. Kruchten, J.W. Poston. Development of a method for calibrating in vivo measurement systems using magnetic resonance imaging and Monte Carlo computations. *Health Physics*, vol. 68 (6), 773-785, 1995.

[McLane et al. 1995]

V. McLane, C.L. Dunford, P.F. Rose, ed. ENDF-102: Data formats and procedures for the Evaluated Nuclear Data File ENDF-6. BNL Report, BNL-NCS-44945, 1995.

[Meixner 1974]

Ch. Meixner. A Monte Carlo program for the calculation of γ -ray spectra for germanium detectors. *Nuclear Instruments and Methods*, vol. 119, 521-526, 1974.

[Moraleta et al. 2004]

M. Moraleta, J.M. Gómez-Ros, M.A. López, T. Navarro and J.F. Navarro. "A MCNP-based calibration method and a voxel phantom for in-vivo monitoring of ^{241}Am in skull". Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, vol. 526 (3), 551-559, 2004.

[Moraleta et al. 2005]

M. Moraleta, J.M. Gómez-Ros, M.A. López, T. Navarro and J.F. Navarro. "A Monte-Carlo based knee phantom for in-vivo measurements of ^{241}Am in bone". Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, vol. 538 (1-3), 731-737, 2005.

[Moraleta et al. 2007]

M. Moraleta, M. Lis, J.M. Gómez Ros, M.A. López. Specific voxel phantoms for in-vivo measurements of ^{241}Am in the knee". Workshop on Internal Dosimetry of Radionuclides (Montpellier, Francia, 2006). Radiation Protection Dosimetry (aceptado para publicar, 2007).

[Nakamura 1975]

T. Nakamura. Monte Carlo calculation of peak efficiencies and response functions of coaxial-type Ge(Li) detectors for disk gamma-ray sources. Nuclear Instruments and Methods, vol. 131 (3), 521-527, 1975.

[Nelson et al. 1988]

W.R. Nelson, D.W.O. Rogers, H. Hirayama. Structure and operation of the EGS4 code system. Monte Carlo transport of electrons and photons. Plenum Press. New York, 1988.

[Palmer et al. 1985]

H.E. Palmer, H.B. Spitz, G.A. Riecksts. Part III: gamma-ray measurements. Health Physics, vol. 49 (2), 577-586, 1985.

[Pelowitz 2005]

D.B. Pelowitz (editor). MCNPX user's manual. Version 2.5.0. Report LA-CP-05-0369. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory, 2005.

[Petoussi-Henß, Zankl 1998]

N. Petoussi-Henß, M. Zankl. Voxel anthropomorphic models as a tool for internal dosimetry. Radiation Protection Dosimetry, vol. 79 (1-4), 415-418, 1998.

[Petoussi-Henß et al. 2002]

N. Petoussi-Henß, M. Zankl, U. Fill, D. Regulla. The GSF family voxel phantoms. Physics in Medicine and Biology, vol. 47, 89-106, 2002.

[Phipps, Zankl 2001]

A. Phipps, M. Zankl. New computer phantoms and their use in internal dosimetry. Radiological Protection Bulletin, No 232. December 2001. NRPB.

- [Potter 2004]
C.A. Potter. Internal dosimetry – A review. *Health Physics*, vol. 87 (5), 455-468, 2004.
- [Prael, Liechtenstein 1989]
R.E. Prael, H. Lichtenstein. User guide to LCS: the LAHET Code System. LANL Report LA-UR-89-3014. Los Alamos National Laboratory, 1989.
- [RD 2001]
Real Decreto 783/2001 de 6 de julio de 2001. Reglamento sobre protección sanitaria contra las radiaciones ionizantes. 2001.
- [Ródenas et al. 2000a]
J. Ródenas, A. Martinavarro, V. Rius. Validation of the MCNP code for the simulation of Ge-detector calibration. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, vol. 450, 88-97, 2000.
- [Ródenas et al. 2000b]
J. Ródenas, A. Martinavarro, V. Rius. Analysis of the influence of the radial displacement of the source in the simulation of Ge-detector calibration using MCNP code. *Proceedings of the Monte Carlo 2000 Conference*. Lisbon, 2000.
- [Ródenas et al. 2005]
J. Ródenas, M.C. Burgos, I. Zarza, S. Gallardo. Simulation of germanium detector calibration using the Monte Carlo method: comparison between point and surface source models. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 116, 55-58, 2005.
- [Rubinstein 1981]
R.Y. Rubinstein. *Simulation and the Monte Carlo method*. John Wiley and Sons. New York, 1981.
- [Ruhm et al. 1998]
W. Ruhm, K. König, I. Malátová, H. Doerfel, S. Foltanova, P. Sahre, R. Schütz, W. Wahl. Intercomparison exercise for the determination of ^{241}Am in the human skeleton. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 79 (1-4), 517-521, 1998.
- [Salvat et al. 1996]
F. Salvat, J.M. Fernández-Varea, J. Baro, J. Sempau. PENELOPE: An algorithm and computer code for the Monte Carlo simulation of electron-photon showers. *Informes Técnicos CIEMAT n° 799*. CIEMAT, Madrid, 1996.
- [Sánchez et al. 1991]
F. Sánchez, E. Navarro, A. Moreno, C. Roldán. A Monte Carlo based method of including gamma self-absorption for the analysis of environmental samples. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B*, vol. 61, 535-540, 1991.

- [Sánchez, López-Fidalgo 2003]
G. Sánchez, J. López-Fidalgo. Mathematical techniques for solving analytically large compartmental systems. *Health Physics*, vol. 85 (2), 184-193, 2003.
- [Sánchez 2005]
G. Sánchez. A Mathematica toolbox for modeling Biokinetic Systems. *Mathematica in Education and Research* 10 (2), 2005.
- [Schmitzer et al. 2003]
C. Schmitzer, A. Brandl, W. Wahl, P. Roth, D. Franck, L. de Carlan, A. Andrasi. Developments in internal monitoring techniques. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 105, 451-456, 2003.
- [Seltzer 1981]
S.M. Seltzer. Calculated response of intrinsic germanium detectors to narrow beams of photons with energies up to 300 keV. *Nuclear Instruments and Methods*, vol. 188 (1), 133-151, 1981.
- [Sezgin, Sankur 2004]
M. Sezgin, B. Sankur. Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation. *J. Electronic Imag.* 13, 146-165, 2004.
- [Shultis, Faw 2006]
J.K. Scultis, R.E. Faw. *An MCNP Primer*. Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering. Kansas State University. Manattan KS, 2006.
- [Siebert 1997]
B.R.L. Siebert. Computational dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 70 (1-4), 371-378, 1997.
- [Smith et al. 2001]
T.J. Smith, A.W. Phipps, N. Petoussi-Henß, M. Zankl. Impact on internal doses of photon SAFs derived with the GSF adult male voxel phantom. *Health Physics*, vol. 80 (5), 477-485, 2001.
- [Snyder et al. 1978]
W.S. Snyder, M.R. Ford, G.G. Warner. Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *NM/MIRD Pamphlet n.5*. Health Physics Division, ORNL Oak Ridge TN 37830, 1978.
- [Spitz, Lodwick 2000a]
H.B. Spitz, J. Lodwick. Design, fabrication and evaluation of a new calibration phantom for in-vivo measurement of bone-seeking radionuclides. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 89 (3-4), 275-282, 2000.
- [Spitz, Lodwick 2000b]
H.B. Spitz, J.C. Lodwick. A new anthropometric calibration phantom for in vivo measurement of bone seeking radionuclides. *Proceedings of IRPA10 Congress*. Hiroshima, May, 2000.

[Stabin, Yoriyaz 2002]

M.G. Stabin, H. Yoriyaz. Photon absorbed fractions calculated in the trunk of an adult male voxel-based phantom. *Health Physics*, vol. 82, 21-44, 2002.

[VanRiper 2003]

K.A. Van Riper. *SABRINA User's Guide*. Windows version. Los Alamos, NM: White Rock Science, 2003.

[Veit, Zankl 1992]

R. Veit, M. Zankl. Influence of patient size on organ doses in diagnostic radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 43, 241-243, 1992.

[Wahl 1999]

W. Wahl. *Radionuclide Handbook*. Reference tables for application in spectrometry and radiation protection v3.2. 1999.

[Wainio, Knoll 1966]

K.M. Wainio, G.F. Knoll. Calculated gamma ray response characteristics of semiconductor detectors. *Nuclear Instruments and Methods*, vol. 44 (2), 213-223, 1966.

[White 1978]

D.R. White. Tissue substitutes in experimental radiation physics. *Medical Physics*, vol.5 (6), 467-479, 1978.

[Williams et al. 1986]

G. Willilams, M. Zankl, W. Abmayr, R. Veit, G. Drexler. The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods. *Physics in Medicine and Biology*, vol. 31 (4), 449-452, 1986.

[Wolfram 1999]

S. Wolfram. *The Mathematica book*. Wolfram Media, Cambridge Universtiy Press, 1999.

[Xu et al. 2000]

X.G. Xu, T.C. Chao, A. Bozkurt. VIP-MAN: an image-based whole-body adult male constructed from color photographs of the Visible Human Project for multi particle Monte Carlo calculations. *Health Physics*, vol. 78 (5), 476-486, 2000.

[Yoriyaz, dos Santos 2000]

H. Yoriyaz, A. dos Santos. Absorbed fractions in a voxel-based phantom calculated with the MCNP-4B code. *Medical Physics*, vol. 27 (7), 1555-1562, 2000.

[Zankl, Wittmann 2001]

M. Zankl, A. Wittmann. The adult male voxel model 'Golem' segmented from whole-body CT patient data. *Radiation and Environmental Biophysics*, vol. 40, 163-162, 2001.

[Zubal et al. 1994]

G. Zubal, G. Harrell, E. Smith, Z. Ratner, G. Gindi, P. Hoffer. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Medical Physics*, vol. 21, 299-302, 1994.

PUBLICACIONES DERIVADAS DE ESTE TRABAJO

Esta línea de investigación ha dado lugar a varias publicaciones y comunicaciones a congresos, las cuales se detallan a continuación:

REVISTAS INTERNACIONALES:

[Gómez Ros et al. 2003]

J.M. Gómez-Ros, M. Moraleda, M.A. López, T. Navarro and J.F. Navarro. A numerical method for the calibration of a whole body counter. Application to in-vivo measurements of ^{241}Am in skull. Health Physics, vol. 84, S172-S173, 2003.

[Moraleda et al. 2004]

M. Moraleda, J.M. Gómez-Ros, M.A. López, T. Navarro and J.F. Navarro. "A MCNP-based calibration method and a voxel phantom for in-vivo monitoring of ^{241}Am in skull". Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, vol.526 (3), 551-559, 2004.

[Moraleda et al. 2005]

M. Moraleda, J.M. Gómez-Ros, M.A. López, T. Navarro and J.F. Navarro. "A Monte-Carlo based knee phantom for in-vivo measurements of ^{241}Am in bone". Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A, vol. 538 (1-3), 731-737, 2005.

[Gómez Ros et al. 2007a]

J.M. Gómez Ros, M. Moraleda, M.A. López, T. Navarro, J.F. Navarro. "Monte Carlo based voxel phantoms for in-vivo internal dosimetry". Radiation Protection Dosimetry (en prensa, 2007).

[Moraleda et al. 2007]

M. Moraleda, M. Lis, J.M. Gómez Ros, M.A. López. Specific voxel phantoms for in-vivo measurements of ^{241}Am in the knee". Workshop on Internal Dosimetry of Radionuclides (Montpellier, Francia, 2006). Radiation Protection Dosimetry (aceptado para publicar, 2007).

[Gómez Ros et al. 2007b]

J.M. Gómez Ros, L. de Carlan, D. Franck, G. Gualdrini, M. Lis, M. A. López, M. Moraleda, M. Zankl. Monte Carlo modelling for in-vivo measurements of Americium in a knee voxel phantom: general criteria for an international comparison. Workshop on Internal Dosimetry of Radionuclides (Montpellier, Francia, 2006). Radiation Protection Dosimetry (aceptado para publicar, 2007)

PRESENTACIONES EN CONGRESOS:

- XXVIII Congreso de la Sociedad Nuclear Española, Salamanca 2002. Desarrollo de un maniquí matemático para la calibración en un Contador de Radiactividad Corporal. Aplicación a la determinación de ^{241}Am en cráneo. J.M. Gómez Ros, M. Moraleda, M.A. López, T. Navarro, J.F. Navarro.
- XXX Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española, septiembre 2004, Alicante. Optimización de la eficiencia de detección en la medida in-vivo de ^{241}Am en rodilla. Aplicación de métodos de Monte Carlo. M.A. López, J.F. Navarro, T. Navarro, M. Moraleda, J.M. Gómez Ros.
- X Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Huelva, septiembre 2005. Estimación de la dosis interna de ^{241}Am en hueso, mediante la medida directa de la actividad depositada en rodilla. M.A. López, T. Navarro, J.F. Navarro, J.M. Gómez Ros, M. Moraleda.
- 48th Annual Meeting of the Health Physics Society. San Diego, California, July 2003. A numerical method for the calibration of a Whole Body Counter. Application to in-vivo measurements of ^{241}Am in Skull. J.M. Gómez-Ros, M. Moraleda, M.A. López, T. Navarro, J.F. Navarro.
- 11th International Congress of the International Radiation Protection Association, Madrid, Spain, May 2004. In-Vivo calibration of a LE Ge detection system for the assessment of Americium in bone in the Whole Body Counter of CIEMAT. M.A. López, J.F. Navarro, T. Navarro, J.M. Gómez Ros, M. Moraleda.
- IM2005 European Workshop on Individual Monitoring of Ionising Radiation. Viena, Austria, 2005. Monte Carlo based voxel phantoms for in-vivo internal dosimetry. J.M. Gómez Ros, M. Moraleda, M.A. López, T. Navarro, J.F. Navarro.
- Montpellier Workshop: Internal Dosimetry of Radionuclides. Occupational, Public and Medical Exposure. France, October 2006. Specific voxel phantoms for in-vivo measurements of ^{241}Am in the knee. M. Moraleda, M. Lis, J.M. Gómez Ros, M.A. López.
- Montpellier Workshop: Internal Dosimetry of Radionuclides. Occupational, Public and Medical Exposure. France, October 2006. Assessment of the internal dose due to the intake of ^{241}Am by in-vivo measurement of the activity deposited in the knee. J.F. Navarro, M.A. López, J.M. Gómez Ros, M. Moraleda.
- Montpellier Workshop: Internal Dosimetry of Radionuclides. Occupational, Public and Medical Exposure. France, October 2006. Monte Carlo modelling for in-vivo measurement of Americium in a knee voxel phantom: general criteria for an international intercomparison. J.M. Gómez Ros, L. de Carlan, D. Franck, G. Gualdrini, M. Lis, M.A. López, M. Moraleda, M. Zankl.

- Montpellier Workshop. Internal Dosimetry of Radionuclides. Occupational, public and medical exposure. France, October 2006. Coordination of Research on Internal Dosimetry in Europe: the CONRAD Project. M.A. Lopez, G. Etherington, C.M. Castellani, D. Franck, C. Hurtgen, J. Marsh, D. Nosske, H. Doerfel, A. Andrasi, M. Bailey, I. Balashazy, P. Battisti, P. Bérard, V. Berkowski, A. Birchall, E. Blanchardon, Y. Bonchuk, M. Boschung, L. de Carlan, M.C. Cantone, C. Challeton-de Vathaire, R. Cruz-Suarez, K. Davis, D. Dorrian, A. Giussani, B. Le Guen, A. Hodgson, J.R. Jourdain, V. Koukoulidou, A. Luciani, I. Malatova, A. Molokanov, M. Moraleda, M. Muikku, U. Oeh, M. Puncher, T. Rahola, H. Ratia, N. Stradling.
- 15th International Conference in Solid State Dosimetry. Delft, The Netherlands, July 2007. Monte Carlo modelling of germanium detectors for the measurement of low energy photons in internal dosimetry: Results of an international comparison. J.M. Gómez-ros, L. de Carlan, D. Franck, G. Gualdrini, M. Lis, M.A. López, M. Moraleda and M. Zankl.

OTROS:

- M. Moraleda, M.A. López, J.M. Gómez Ros, T. Navarro, J.F. Navarro. Calibration human voxel phantom for in-vivo measurement of ²⁴¹Am in bone at the whole body counter facility of Ciemat. Informes Técnicos Ciemat, 1005. Editorial Ciemat, 2002.

APÉNDICE I: MAGNITUDES Y UNIDADES UTILIZADAS EN DOSIMETRÍA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

La necesidad de cuantificar la cantidad de radiación recibida como consecuencia de una exposición es parte esencial del esquema de protección radiológica. La dosimetría es necesaria para poder estudiar aspectos básicos como la relación entre la exposición a la radiación y el efecto producido, pero también para demostrar que se cumple con la normativa en materia de seguridad.

Las magnitudes y unidades utilizadas en el ámbito de la protección radiológica han sido definidas por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU, por sus siglas en inglés) en su documento [ICRU51 1993].

La *actividad*, A , se define como el número de transformaciones nucleares espontáneas que se producen desde un determinado estado energético en un intervalo de tiempo. La unidad de actividad es el Bequerelio, Bq, que es igual a una transformación por segundo.

La magnitud dosimétrica básica aceptada como universal es la *dosis absorbida*, D , que se define como la energía absorbida por unidad de masa, y se expresa como:

$$D = \frac{de}{dm} \quad (\text{I.1})$$

donde

de es la energía promedio impartida por la radiación ionizante a la materia en un elemento de volumen

dm es la masa de la materia contenida en dicho elemento de volumen.

La unidad en que se mide la dosis absorbida en el SI es el J/kg y recibe el nombre de Gray (Gy).

Sin embargo, para su aplicación en protección radiológica, esta magnitud no es por sí misma suficiente. Su valor debe ser corregido por determinados factores que tengan en cuenta el tipo de órgano y el tipo de radiación incidente.

Está demostrado que los distintos tipos de radiaciones tienen diferentes eficiencias radiobiológicas a la hora de inducir un daño celular. Por ejemplo, un mismo valor de dosis producido por neutrones puede llegar a ser 20 veces más eficaz para producir un determinado efecto que si esa dosis es producida por fotones. Por lo tanto, si el daño en el cuerpo humano depende del tipo de radiación a la que se ve expuesto, la dosis absorbida se multiplica por un factor de peso que tiene en cuenta la efectividad de un cierto tipo de radiación para inducir un efecto sobre la salud. El resultado es la *dosis equivalente*, H_T , en el tejido u órgano T, y la unidad en el SI es el J/kg, que recibe el nombre de Sievert (Sv).

$$H_T = w_R D_{T,R} \quad (I.2)$$

donde

$D_{T,R}$ es la dosis absorbida promediada en el tejido u órgano T, procedente de la radiación R

w_R es el factor de ponderación de la radiación R.

Por otro lado, el cuerpo humano está compuesto de una serie de órganos que tienen diferente composición química, profundidad en el interior del cuerpo y radiosensibilidad. Las dos primeras características determinan que en una misma exposición, las dosis absorbidas puedan ser diferentes. La radiosensibilidad repercute en el tipo de daño que se induce en cada órgano, por lo que la probabilidad de producir un efecto estocástico difiere según el tejido. Así que, la dosis equivalente ha de multiplicarse por un factor de ponderación que tiene en cuenta la radiosensibilidad del órgano en cuestión. La suma de las dosis equivalentes ponderadas para todos los tejidos expuestos se denomina *dosis efectiva*, E , y también se mide en Sv.

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (I.3)$$

donde w_T es el factor de ponderación para el tejido T.

Los valores de los factores de ponderación de la radiación y de los tejidos se incluyen en el informe [ICRP60 1990].

Mientras que en una exposición externa el depósito de energía en los órganos finaliza al hacerlo la exposición, cuando los radionucleidos se han incorporado al organismo, estos permanecen irradiando los tejidos durante un cierto periodo de tiempo. Por ello, para dosimetría interna, se define la magnitud especial de *dosis efectiva comprometida*, E_t , como la integral a cierto tiempo τ de la dosis efectiva. En el caso de adultos el periodo para el cual se valoran las dosis efectivas comprometidas es de 50 años. La unidad de la dosis efectiva comprometida también es el Sievert.

$$E_t = \sum_T w_T H_T(t) = \sum_T w_T \int_{t_o}^{t_o+t} H_T(t) dt \quad (I.4)$$

donde

$H_T(t)$ es la tasa de dosis equivalente en un tejido u órgano T

t_o es el momento de la incorporación.

Para el cálculo de la dosis interna hay que considerar la dosis recibida en todos los órganos del cuerpo teniendo en cuenta todos aquellos órganos que están contaminados y por tanto irradiando al resto durante un periodo de tiempo τ . La dosis equivalente comprometida en el tejido T, $H_T(\tau)$, se puede calcular como:

$$H_T(t) = \sum_S U_S SEE(T \leftarrow S) \quad (I.5)$$

donde,

U_S es el número de desintegraciones del radionucleido en el órgano S durante el periodo de tiempo τ (nº de transformaciones)

SEE es la energía específica absorbida en un órgano debido a la radiación emitida desde otro órgano (Sv/transformación).

La actividad, A , es una convolución de la incorporación de radionucleidos, I_0 , y la fracción de retención, R . En el caso de una incorporación puntual, podemos expresar el número total de transformaciones que tienen lugar en el órgano como:

$$U_S = \int_0^t A(t)dt = I_0 \int_0^t R(t)dt \quad (I.6)$$

La energía específica absorbida viene dada por:

$$SEE(T \leftarrow S) = \frac{\sum E_R Y_R w_R AF(T \leftarrow S)_R}{M_T} \quad (I.7)$$

donde

E_R	es la energía de la radiación R emitida
Y_R	es el rendimiento de la emisión
w_R	es el factor de ponderación de la radiación
$AF(T \leftarrow S)$	es la fracción de energía absorbida en el órgano T debido a la emisión de radiación desde el órgano S
M_T	es la masa del órgano T

Así que, la dosis efectiva comprometida se puede expresar como:

$$E_t = \sum_T w_T H_T(t) = \sum_T w_T \sum_S I_0 \int_0^t R(t)dt \frac{\sum E_R Y_R w_R AF(T \leftarrow S)_R}{M_T} = I_0 \cdot FCD \quad (I.8)$$

siendo FCD el factor de conversión de dosis con unidades de Sv/Bq. Estos factores de conversión están tabulados para distintos radionucleidos para incorporaciones por ingestión e inhalación y para distintas edades del individuo. Los valores correspondientes al ^{241}Am para trabajadores se muestran en la Tabla I.1, [IAEA 1997].

El cálculo de los factores se ha realizado mediante maniqués numéricos antropomórficos con los que evaluar el efecto de la radiación emitida desde un órgano sobre el resto del cuerpo. Están basados en modelos matemáticos sencillos que intentan reproducir al individuo medio representativo de la población. En la actualidad se están generando modelos anatómicos de tipo *voxel* con los que obtener coeficientes de dosis revisados.

Tabla I.1. Factores de conversión de dosis para el ^{241}Am por unidad de incorporación para trabajadores.

Radionucleido	FCD inhalación (Sv/Bq)		FCD ingestión (Sv/Bq)
	AMAD=1 μm	AMAD=5 μm	
^{241}Am	$3,9 \times 10^{-5}$	$2,7 \times 10^{-5}$	$2,0 \times 10^{-7}$

AMAD: diámetro aerodinámico de la mediana de la actividad

APÉNDICE II: MODELO BIOCINÉTICO DEL ^{241}AM

La cantidad y distribución de los radionucleidos en el organismo es función del tiempo, y depende de los complejos fenómenos de transporte entre los órganos y de retención en los tejidos. El conocimiento de estos comportamientos es esencial para interpretar las medidas de actividad en el cuerpo con las que evaluar la dosis recibida por un individuo.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) ha desarrollado una serie de modelos que representan el comportamiento de los radionucleidos incorporados al organismo. Estos modelos describen de forma aproximada los procesos reales que tienen lugar en el organismo y, a causa de la variabilidad biológica, lo hacen en base a unos parámetros que se corresponden con el llamado “hombre de referencia”. Esto significa fijar parámetros biológicos que si bien pueden no coincidir exactamente con los reales de cada caso particular, sirven para los fines de protección radiológica.

En general, los modelos metabólicos planteados son del tipo compartimental con coeficientes de transferencia constantes. Dan lugar a sistemas de ecuaciones diferenciales de primer orden con coeficientes constantes, de cuya resolución surgen las funciones de retención y de excreción.

Las posibles vías de incorporación y las relaciones entre los distintos modelos que describen la transferencia de radionucleidos en el organismo se esquematizan en la Figura II.1.

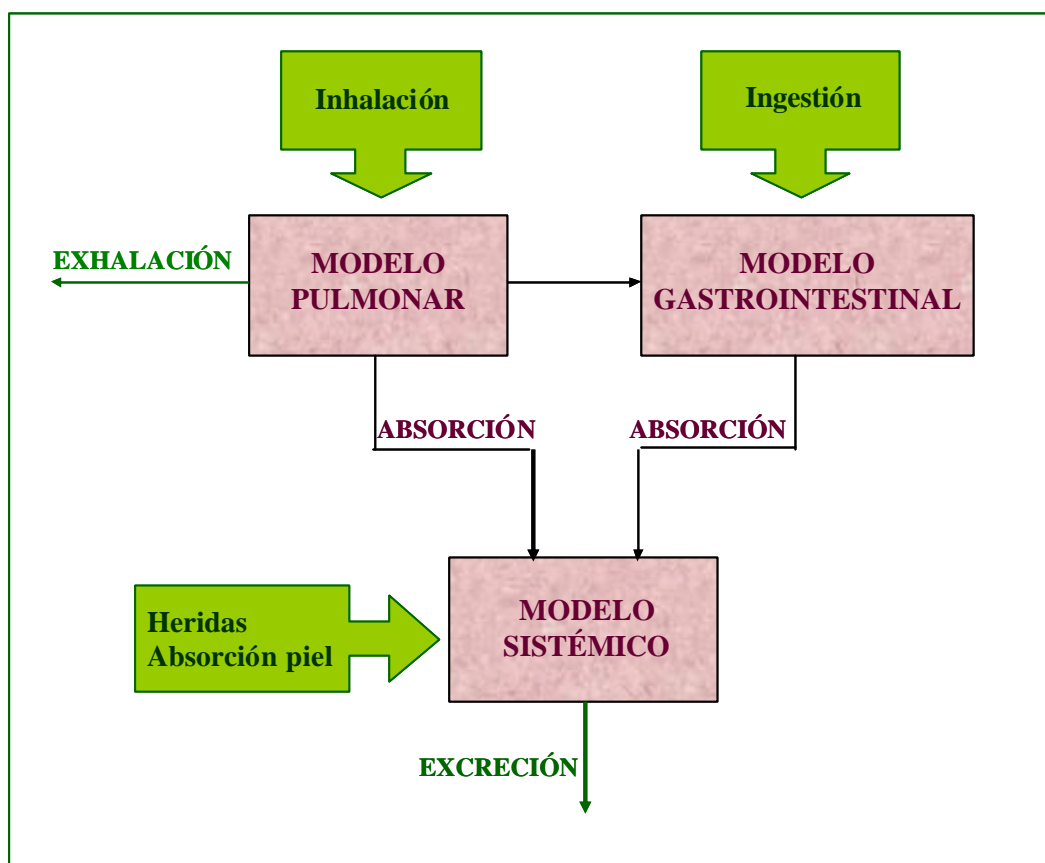


Figura II.1. Vías de incorporación de radionucleidos al interior del organismo y modelos biocinéticos que describen su transferencia.

La inhalación y la ingestión son las principales vías de entrada al cuerpo. Una vez incorporado, el radionucleido es depositado en una de las vías de entrada y se inician los procesos de absorción, distribución, metabolismo, depósito y excreción.

El proceso de absorción es la difusión del material radiactivo desde la vía de entrada hacia los líquidos extracelulares, sangre y linfa. Las principales vías de absorción son las membranas pulmonares y el intestino delgado. La velocidad del proceso de difusión dependerá de la composición química del compuesto.

Una vez absorbida la contaminación a los fluidos corporales, el modelo sistémico específico para cada radionucleido determinará la transferencia al resto de los órganos y su excreción del cuerpo. La distribución del contaminante en el cuerpo puede ser uniforme o bien fijarse en órganos críticos. El órgano crítico es un órgano o tejido específico por el que el material radiactivo presenta una mayor afinidad siendo,

normalmente, un lugar de depósito y almacenamiento. Es el órgano donde se alcanzan las mayores concentraciones de radionucleido. Los órganos críticos del Americio son el hígado y hueso.

El proceso de excreción es el mecanismo de eliminación del radionucleido del organismo. Se realiza a través de la orina o mediante las heces, aunque algunos radionucleidos pueden eliminarse a través del aire exhalado o mediante las glándulas sudoríparas.

Los procesos de retención y excreción se describen mediante funciones matemáticas específicas de cada radionucleido.

No existe un modelo general para la incorporación directa a través de la piel debido a la gran variabilidad de situaciones que pueden ocurrir.

El **modelo del tracto respiratorio** (o modelo pulmonar) se representa por cinco compartimentos:

- Dos compartimentos extratorácicos: el tracto nasal anterior y el conjunto de tracto nasal posterior, la faringe y la laringe.
- Tres compartimentos torácicos: la región bronquial, bronquiolos y los intersticios alveolares, que es la región de intercambio de gases.

El depósito de partículas inhaladas se calcula para cada región, teniendo en cuenta la inhalación y la exhalación. Las fracciones depositadas en cada región se estiman teniendo en cuenta diferentes condiciones de edad, sexo y actividad física (reposo, ejercicio liviano y pesado). Producida la incorporación del material, el depósito en cada una de las regiones dependerá de las propiedades aerodinámicas del aerosol y se supone que es independiente de la forma química. Partículas de mayor tamaño quedarán retenidas en las vías aéreas superiores, mientras que las más pequeñas llegarán a pulmón profundo.

Se define el parámetro AMAD, diámetro aerodinámico de la mediana de la actividad, como el valor del diámetro para el que el 50% de la actividad suspendida en el aire se

asocia con partículas más pequeñas que el AMAD y el 50% de la actividad se asocia a partículas mayores.

El documento [ICRP68 1994] recomienda valores de AMAD por defecto de 5 μm para situaciones específicas tales como las exposiciones ocupacionales por ser el tipo de aerosol más representativo de las condiciones laborales en condiciones normales. En las exposiciones no ocupacionales se recomienda el valor de AMAD de 1 μm .

La eliminación del tracto respiratorio se trata como dos procesos competidores: el transporte de partículas hacia el tracto gastrointestinal y nódulos linfáticos y el proceso de absorción por la sangre.

El primer proceso se asume igual para todos los materiales y tamaños de partículas pero dependiente de la región. Cada compartimento está subdividido en varios compartimentos con diferentes tiempos biológicos de eliminación.

La absorción en la sangre depende de la forma fisico-química del material y es igual en todas las regiones. De acuerdo a las características fisico-químicas de los compuestos, éstos pueden ser considerados de absorción rápida (tipo F, Fast), moderada (tipo M, Moderate) o de absorción lenta (tipo S, Slow). La absorción tiene lugar en dos etapas: disolución (disociación de las partículas en material susceptible de ser absorbido) y absorción propiamente dicha. Para tener en cuenta la dependencia temporal del proceso de disolución se asumen unas fracciones de material con distintos comportamientos, s_p , s_{pt} y s_t .

El Americio presenta velocidad de absorción moderada. El 10% del material incorporado es absorbido en sangre en 10 minutos y el 90% restante en 140 días. Hay una rápida absorción del 10% del material depositado en la región bronquial y bronquiolar y de un 5% de la región bronquiolar. Sobre el 70% del material depositado en los alveolos llega a alcanzar los fluidos corporales.

El **modelo gastrointestinal** se representa por cuatro regiones: estómago, intestino delgado, parte superior del intestino grueso y parte inferior del intestino grueso. Cada

región se considera como un compartimento único con una cinética de primer orden para describir la transferencia entre compartimentos. El intestino delgado es el único compartimento en el que tiene lugar la absorción hacia los fluidos del cuerpo. Esta tasa de absorción se calcula a partir de la fracción del elemento ingerido que es directamente absorbido (f_i). Esta fracción está tabulada para los distintos compuestos. Un factor $f_i=1$ significa una absorción total a sangre.

Los modelos del tracto respiratorio y gastrointestinal se describen en la publicación [ICRP78 1998].

El **modelo sistémico** específico para el ^{241}Am establecido en [ICRP67 1993] presenta novedades respecto al modelo anterior por dos razones: para derivar dosis efectivas basadas en los nuevos factores de ponderación de tejido de ICRP, y para incluir los recientes datos biocinéticos del Americio en humanos. La estructura del modelo se muestra en la Figura II.2.

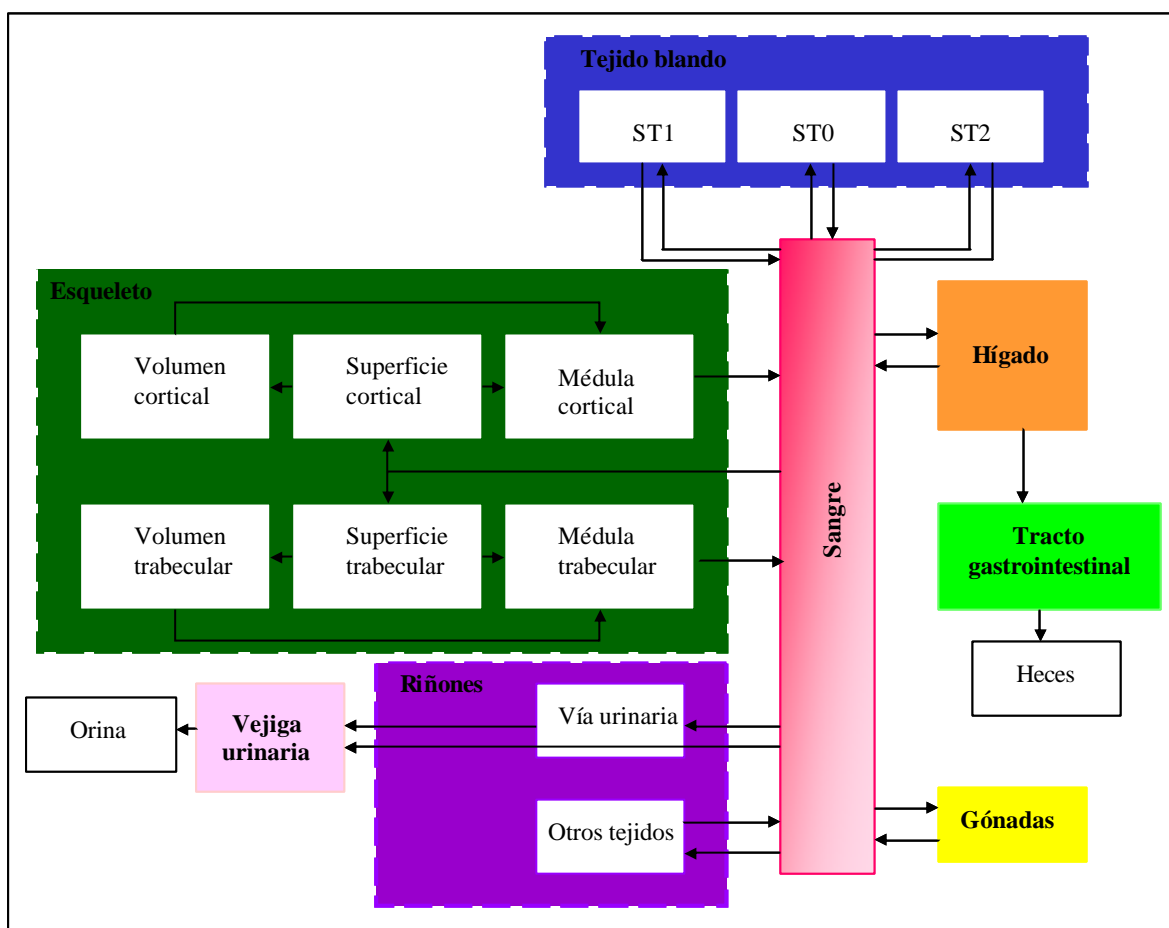


Figura II.2. Diagrama del modelo sistémico específico para el Americio.

La sangre se trata como un compartimento uniforme desde el cual se distribuye el contaminante a todos los demás órganos.

El esqueleto se divide en fracción cortical y trabecular, y cada uno de ellos se subdivide en un compartimento superficial, otro de volumen y una cavidad que contiene tejido blando. Desde el punto de vista dosimétrico, esta cavidad se supone que está constituida por médula ósea. La actividad que se deposita en el esqueleto lo hace inicialmente sobre la superficie del hueso y de forma bastante uniforme. Desde aquí, la actividad es posteriormente transferida a las cavidades del hueso por reabsorción, o al volumen del hueso por procesos de formación de hueso. La actividad en el volumen del hueso puede también ser reabsorbida y pasar a la médula. La actividad es eliminada de la médula hacia la sangre en un periodo de varios meses y redistribuida de nuevo desde ahí siguiendo los mismos procesos de transporte que la contaminación inicial en sangre.

Las transferencias de Americio desde la superficie del hueso están controladas por los procesos de reestructuración del hueso. La tasa de transferencia desde la superficie del hueso al volumen del mismo se supone que es igual a la tasa de formación de hueso superficial en personas de hasta 15 años y la mitad de la tasa de formación en adultos. La tasa de transferencia desde el volumen de hueso a la cavidad de hueso se supone que es igual a la tasa de reabsorción de hueso. El esqueleto presenta tres etapas de crecimiento: primera etapa de formación de hueso que supone un aumento neto de hueso; un periodo de estabilidad en el que la densidad y espesor de hueso cortical son máximos; y una última etapa en la que la tasa de formación no puede seguir el mismo ritmo que la de reabsorción de hueso. Otro aspecto a tener en cuenta es, por ejemplo, la pérdida de hueso en personas mayores, que supone una mayor eliminación de Americio. Como resultado, las tasas de transferencia entre los compartimentos de hueso son muy dependientes de la edad.

El conjunto de tejidos blandos incluye músculo, piel, tejido adiposo y el resto de tejidos blandos que no están específicamente representados en el modelo. Se representa por tres compartimentos: el compartimento ST0 de tejido blando que incluye fluidos extracelulares e intercambia material con la sangre de forma rápida (horas o días); y los compartimentos de tejido blando ST1 y ST2 que representan retención a medio plazo (hasta 2 años) y a largo plazo (muchos años), respectivamente.

El hígado se modeliza como un único compartimento, del cual el Americio es eliminado con una vida media de 1 año. El Americio que sale del hígado pasa casi en su totalidad de nuevo a la sangre y solo una pequeña parte es transferida al aparato gastrointestinal vía secreción biliar.

Los riñones están formados por dos compartimentos, uno que representa la pérdida de actividad con la orina, y otro que devuelve la actividad a la sangre. La vejiga urinaria se considera como un compartimento separado.

El transporte del contaminante en el cuerpo se trata como un sistema de procesos de primer orden con unas tasas de transferencia entre los compartimentos que sirven para modelizar el organismo. Las tasas de transferencia entre compartimentos para el Americio están basadas en el trabajo de Leggett, [Leggett 1992], salvo alguna pequeña modificación. La información del comportamiento biológico del Americio se ha obtenido a partir de medidas *in-vivo*, medidas de excretas y autopsias hechas a trabajadores profesionalmente expuestos que han sufrido contaminación interna por Americio y estudios experimentales con animales de laboratorio.

Los valores de tasas de transferencia para el modelo biocinético del Americio se dan en la Tabla II.1 para el grupo de población adulta.

Tabla II.1. Factores de transferencia del modelo del Americio para adultos.

	Factor de transferencia (d⁻¹)
sangre a hígado	11,6
sangre a superficie cortical	3,49
sangre a superficie trabecular	3,49
sangre a vejiga urinaria	1,63
sangre a riñón (vía urinaria)	0,466
sangre a otros tejidos del riñón	0,116
sangre a intestino grueso superior	0,303
sangre a testículos	0,0082
sangre a ovarios	0,0026
sangre a ST0	10
sangre a ST1	1,67
sangre a ST2	0,466
ST0 a sangre	1,386
riñón (vía urinaria) a vejiga	0,099
otros tejidos del riñón a sangre	0,00139
ST1 a sangre	0,0139
ST2 a sangre	0,000019
superficie trabecular a volumen	0,000247
superficie trabecular a médula	0,000493
superficie cortical a volumen	0,0000411
superficie cortical a médula	0,0000821
volumen trabecular a médula	0,000493
volumen cortical a médula	0,0000821
médula cort/trab a sangre	0,0076
hígado a sangre	0,00185
hígado a intestino delgado	0,000049
gónadas a sangre	0,00019

APÉNDICE III: CÓDIGO DE MONTE CARLO MCNPX

1. ASPECTOS GENERALES DEL CÓDIGO MCNPX

MCNPX (su nombre proviene de MCNP eXtended) extiende las capacidades del código MCNP, [Briesmeister 1997], y LAHET, [Prael, Liechtenstein 1989], a 34 tipos de partículas con energías de hasta GeV, con nuevas librerías de secciones eficaces, mejoras en los modelos físicos, nuevas técnicas de reducción de varianza y de análisis de datos. Se ha añadido la generación fotonuclear y la posibilidad de combinar el uso de tablas de datos y de modelos físicos. También incluye los modelos Bertini e Isabel provenientes del código LAHET para describir las reacciones nucleares en el rango de energías intermedias (desde 20-100 MeV hasta 2-3 GeV) y una versión antigua de FLUKA, [Aarnio et al. 1990], para algunos cálculos de altas energías (> 2 GeV).

MCNPX utiliza distintos tipos de librerías de datos, incluyendo el fichero XSDIR con las direcciones de las tablas de datos. El código utiliza secciones eficaces continuas en energía, aunque también maneja multigrupos. Cuenta con librerías para neutrones, fotones, electrones, protones e interacciones fotonucleares, pero con algunas restricciones:

- neutrones: 0-150 MeV, en formato tabular y para 42 isótopos
- protones: 1 keV-150 MeV, en formato tabular y para 41 isótopos
- fotones: 1 keV- 100 GeV
- electrones: 1 keV- 1 GeV
- datos fotonucleares: 1-150 MeV, en formato tabular para 12 isótopos
- piones, mesones y kaones son tratados únicamente mediante modelos.

La librería por defecto para fotones es MCPLIB02 [Hughes et al.1996], que cubre el rango desde 1 keV hasta 100 GeV para $Z=1-94$. Las tablas de interacción de fotones para energías hasta 100 MeV están basadas en la información de ENDF/B (Evaluated Nuclear Data File, [McLane et al.1995]). La extensión a fotones de hasta 100 GeV se basa en la adaptación de la librería EPDL (Livermore Evaluated Photon Data Library, [Cullen et al. 1989]).

Las librerías para electrones, con datos desde 1 keV hasta 1 GeV para $Z=1-94$, son EL01 y la mejorada EL03. Esta última es parte de la distribución estándar de secciones eficaces del Radiation Shielding Information Computational Center (RSICC), [Adams 2000].

Además, contiene la librería LA150N de neutrones de alta energía, la librería LA150U de datos fotonucleares y la librería LA150H de protones. Requiere también las librerías específicas del modelo Bertini de LAHET, que están incluidas en el fichero BERTIN, información de estructura nuclear para generar fotones de desexcitación, en PHTLIB, y secciones eficaces para altas energías, que están recogidas en el fichero BARPOL.

MCNPX cuenta con una serie de programas auxiliares que facilitan el manejo de ficheros:

- GRIDCONV: convierte el resultado de salida de imágenes en un formato adecuado para ser importado por programas gráficos externos;
- HTAPE3X es un procesador para analizar los ficheros HISTP en los que se guarda la información de todos los eventos que tienen lugar en una simulación;
- MAKXS prepara las librerías de secciones eficaces con el formato adecuado;
- HCNV y TRX convierten datos de LAHET en formato ASCII a binario.

La paralelización de los procesos puede lograrse con MPI o PVM, aunque ésta última no está plenamente garantizada por los desarrolladores del código. Información específica sobre paralelización en distintas máquinas puede obtenerse de la página web del código: <http://mcnpx.lanl.gov/documents.html>

MCNPX trata cualquier configuración geométrica definida a partir de volúmenes del espacio denominados celdas, las cuales son el resultado de uniones e intersecciones de las regiones confinadas por ciertas superficies. Las superficies pueden ser de primer y segundo grado y algunas especiales de cuarto grado. La definición de una superficie puede hacerse mediante su ecuación analítica, proporcionando los correspondientes coeficientes, o mediante puntos que pertenezcan a dicha superficie. También se permite el uso de “macrobodyes”, con los que definir fácilmente estructuras básicas como

esferas, paralelepípedos, cilindros, conos, etc, que pueden combinarse mediante operadores booleanos.

Cada celda de la geometría ha de llevar asociado un material que es el que ocupa ese volumen. Junto al número de celda se le indica el número identificador del material y su densidad. Si el número identificador es 0, indica que es una celda vacía.

Las superposiciones de celdas o los intervalos sin definir no son detectados por el programa al leer el fichero de entrada. Los errores de geometría son localizados cuando se ejecuta alguna historia en la que una partícula se pierde, o al visualizar la geometría.

La especificación de la fuente de radiación permite gran número de opciones, utilizando distribuciones de probabilidad en energías, tiempo, posición y dirección de emisión. La fuente puede ser puntual o estar distribuida sobre una superficie o sobre un volumen. También puede utilizarse como fuente un espacio de fases previo, que contenga la información de las partículas que llegaron hasta una cierta superficie en una simulación previa al problema en cuestión.

En cuanto a la física del transporte de partículas, los procesos relacionados con las interacciones de fotones y electrones con la materia son los únicos que tienen lugar en el ámbito de aplicación de este trabajo.

Para la simulación del transporte de fotones se sigue la siguiente secuencia:

- Distancia entre colisiones.
- Identificación del núcleo de colisión.
- Tipo de interacción que tiene lugar.
- Características de las partículas tras la colisión.

La simulación asume trayectorias rectilíneas entre dos interacciones con el medio. La probabilidad de un fotón de sufrir una interacción en el intervalo recorrido entre l y dl viene dado por $P(l)=S \exp(-Sl)dl$, donde S es la sección eficaz total de interacción. La probabilidad acumulada de que ocurra una interacción en la distancia l es

$$\frac{\int_0^l \exp(-s) s ds}{\int_0^\infty \exp(-s) s ds} = 1 - \exp(-l) \quad (\text{III.1})$$

que es un número aleatorio x uniformemente distribuido entre 0 y 1. Así que:

$$l = -\frac{1}{s} \ln(1-x) \quad (\text{III.2})$$

Como $(1-x)$ está distribuida igual que x la distancia de interacción se puede expresar como:

$$l = \frac{1}{s} \ln(x) \quad (\text{III.3})$$

De entre una serie de n nucleidos con los que puede colisionar, el k -ésimo nucleido es seleccionado para colisionar si cumple:

$$\sum_{i=1}^{k-1} s < x \sum_{i=1}^n s < \sum_{i=1}^k s \quad (\text{III.4})$$

El tipo de colisión que tendrá lugar también se selecciona en base a las secciones eficaces correspondientes a cada tipo de interacción y comparando con un número aleatorio.

Los ángulos de dispersión son muestreados de tablas de distribución angular dependientes de la energía y del nucleido. La energía de la partícula dispersada dependerá de dicho ángulo.

Los procesos de interacción más relevantes de los fotones con la materia son:

- Efecto fotoeléctrico. El fotón es absorbido completamente por el átomo, emitiendo un electrón secundario que estaba ligado (normalmente de las capas más internas K, L o M) con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón y la energía de enlace del electrón. El átomo blanco queda

ionizado y el proceso va seguido de un reordenamiento electrónico. Es el mecanismo de interacción dominante para fotones de baja energía.

- Dispersión coherente (Thomson o Rayleigh). El fotón interacciona con un electrón sin que haya alteración de la energía del mismo ni del estado del átomo. El único efecto es la modificación de la dirección de la radiación incidente. En términos de probabilidad, representa al menos un orden de magnitud menos que el efecto fotoeléctrico.
- Dispersión incoherente (Compton). El fotón incidente interacciona con un electrón atómico poco ligado, cediendo al electrón parte de su energía. Como resultado de la interacción el electrón es arrancado del átomo, el átomo queda ionizado y el fotón es desviado. Es el proceso de interacción dominante para fotones de energías entre 0,1 MeV y 10 MeV.
- Producción de pares. El fotón es absorbido creándose un par positrón-electrón. Solo empieza a producirse para energías del fotón por encima de 1,02 MeV.

La desexcitación posterior de un átomo ionizado produce rayos X característicos, electrones Auger o ambos.

MCNPX trata estos procesos de forma distinta según sea la aproximación elegida para la simulación: modelo simple o el detallado. El modelo simple ignora el scattering coherente y el scattering Compton se supone que tiene lugar en electrones libres. El efecto fotoeléctrico es considerado como una absorción pura (sin fotones de fluorescencia emitidos después de la captura). El modelo detallado incluye el scattering coherente y sí considera fotones de fluorescencia tras la absorción fotoeléctrica. Además, utiliza factores de forma para tener en cuenta los efectos de ligadura.

Las interacciones que pueden sufrir los electrones al atravesar la materia son:

- Colisiones elásticas. El electrón es desviado sin apenas perder energía.
- Colisiones inelásticas. El electrón interacciona con la nube electrónica del átomo produciendo una ionización o una excitación, dependiendo de la energía transferida.
- Radiación de Bremsstrahlung. La pérdida de energía cinética del electrón produce emisión de fotones.

- Aniquilación. La interacción de un positrón con un electrón puede provocar la desaparición de ambos con la consiguiente emisión de dos fotones.

El transporte de electrones está dominado por fuerzas de Coulomb que resultan en una enorme cantidad de interacciones, lo que hace muy lento y complicado el simular los procesos de colisión de forma individual. Para resolver este problema se recurre a la denominada simulación condensada, que consiste en simular el efecto global de un número elevado de interacciones mediante un único suceso “artificial”. El método de Monte Carlo de historias condensadas para el transporte de electrones, primeramente descrito en el método de M.J.Berger [Berger 1963], divide la trayectoria en muchos pasos, que sean suficientemente grandes para suponer dispersión múltiple, pero suficientemente pequeños como para que la energía perdida en cada paso sea pequeña.

Se han desarrollado diversas teorías de dispersión múltiple con las que predecir probabilidades de distribución de cantidades como la pérdida de energía y el ángulo de desviación de las partículas cargadas. Estas teorías se basan en una serie de aproximaciones que restringen su aplicabilidad, por lo que no resuelven por completo el problema del transporte de electrones. En particular, la aplicación de estas teorías exige que la energía perdida sea pequeña en comparación con la energía cinética del electrón. La física de transporte de electrones de MNCPX está basado en el código ITS 3.0 de la Integrated Tiger Series, [Halbleib et al.1992].

La información de salida que ofrece el código (estimadores o *tallies* en el lenguaje de MCNPX) se resume en la Tabla III.1.

Tabla III.1. Tipos de resultados del código MCNPX.

<i>Tally</i>	Descripción	Unidad
F1	Corriente a través de una superficie	-
F2	Fluencia en una superficie	cm ⁻²
F4	Fluencia en una celda	cm ⁻²
F5	Fluencia en un punto o anillo	cm ⁻²
F6	Energía depositada	MeV g ⁻¹
F7	Depósito de energía (fisión)	MeV g ⁻¹
F8	Distribución de pulsos en un detector	nº pulsos

MCNPX incluye algunos estimadores nuevos como son el “*mesh tally*” y el “*radiography tally*” con fines de toma de imágenes.

También se pueden incluir funciones respuesta por grupos de energías para poder evaluar otras magnitudes, como por ejemplo la dosis.

Todos los resultados se obtienen normalizados por partícula inicial emitida por la fuente y pueden expresarse para diferentes grupos de energía mediante la especificación de los correspondientes bins de energía.

Los estimadores que se han utilizado en el desarrollo de este trabajo son el F4 y F8.

- F4 es un estimador de la fluencia en una celda que se expresa como:

$$F_4 = \iiint_V \int_t \int_E \vec{f}(\vec{r}, E, t) dE dt \frac{dV}{V} \quad (\text{III.5})$$

siendo la fluencia de partículas $\vec{f}(\vec{r}, E, t) = \vec{n} N(\vec{r}, E, t)$, donde \vec{n} es la velocidad de la partícula y N la densidad de partículas.

- F8 proporciona la distribución en energías de los pulsos creados en una celda que simula un detector. Se corresponde con la energía total depositada en un detector en cada intervalo de energía por partícula emitida. Considera tanto los fotones como los electrones, si están presentes, para depositar su energía en el detector. Por modelizar el proceso de forma análoga a la realidad no permite el uso de métodos de reducción de varianza.

Los resultados obtenidos mediante el método de Monte Carlo representan el valor medio de las contribuciones de muchas historias. Si la historia i -ésima contribuye al resultado con un recuento x_i , el valor medio de N historias generadas se aproxima por:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (\text{III.6})$$

La varianza asociada con la distribución de los distintos recuentos x_i se estima, para un valor grande de N como:

$$S^2 \equiv \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \cong \overline{x^2} - \bar{x}^2 \quad (\text{III.7})$$

donde,

$$\overline{x^2} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad (\text{III.8})$$

La varianza estimada de la media es entonces:

$$S_x^2 = \frac{1}{N} S^2 \quad (\text{III.9})$$

Cada resultado en las tablas de salida del código tiene asociado un error estadístico, cuyo valor, así como su comportamiento en función del número de historias generado,

indican la calidad del resultado obtenido. El error relativo, R , representa la precisión estadística como una fracción de la media estimada y se define como:

$$R = \frac{S_x}{\bar{x}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{(\sum_{i=1}^N x_i)^2} - \frac{1}{N}} \quad (\text{III.10})$$

donde, x_i es el resultado de un único suceso y N es el número total de historias simuladas.

Como primera regla empírica con que juzgar R , se puede decir que un valor de $R < 0,1$ es generalmente aceptable. Si el comportamiento de los resultados es adecuado, R es proporcional a $1/\sqrt{N}$, por lo que el aumento del número de historias reducirá el error del resultado, pero repercutirá también en el tiempo necesario para la simulación.

También se calcula el estadístico denominado Figura de Mérito ($FOM = 1/R^2 T$), donde R es el error relativo y T el tiempo de cálculo en minutos. Con un muestreo eficiente, R disminuye proporcionalmente al número de historias, mientras que T crece con la misma magnitud, de forma que la FOM se debería mantener aproximadamente constante.

En total, MCNPX cuenta con diez estadísticos con los que evaluar el resultado. Se busca el cumplimiento de una serie de requisitos que tienen que ver con el comportamiento de la media, el error relativo, la varianza de la varianza, de la FOM y de la calidad del muestreo. En caso de no cumplirse alguno de los requisitos, el código informa sobre ello en las tablas de salida de resultados.

En cualquier caso, ésta información corresponde únicamente a la incertidumbre estadística resultante de la simulación de múltiples historias, pero no contempla otras fuentes de incertidumbre como son las asociadas a la descripción geométrica y de los materiales, la aproximación del modelo físico de interacción de las partículas y de las secciones eficaces. Cuando se habla de un cálculo de Monte Carlo es conveniente tener

en cuenta la diferencia entre *precisión* del resultado, que es la incertidumbre de la media \bar{x} debido a las fluctuaciones estadísticas en los recuentos individuales x_i de las historias simuladas, y *exactitud*, que es la medida de cuánto se separa el resultado del valor físico que está siendo estimado.

MCNPX cuenta con una serie de técnicas de reducción de varianza con las que mejorar la estadística de los resultados sin tener que recurrir exclusivamente al aumento del número de historias simuladas. Las técnicas de reducción de varianza modifican el proceso de simulación haciendo que determinados sucesos sean más o menos probables que lo que realmente ocurre. Son técnicas de simulación no análogas, es decir, no simulan directamente la realidad del proceso físico. De manera general, estas técnicas se pueden clasificar en los siguientes tipos:

- Técnicas de control de población, en las que se controla artificialmente el número de partículas en regiones espaciales o energéticas.
- Técnicas de modificación de las muestras, en las que se altera la frecuencia de muestreo.
- Técnicas parcialmente deterministas, en las que se reemplaza parte de la simulación aleatoria por un cálculo determinista.

El número de historias que pueden simularse en una ejecución está limitado a 2 billones, aunque, en caso de necesitar un número más alto, puede volver a ejecutarse con otra secuencia de números aleatorios.

La versión MNCPX2.5.e presenta mejoras en los algoritmos de cálculo que tienen un efecto notable en el tiempo de computación necesario para cálculos en geometrías complejas como las de estructuras repetidas.

MCNPX ofrece una serie de tablas de salida con resúmenes del problema, comportamiento de las partículas, resultados y análisis estadístico de los mismos. Por defecto, solo una pequeña parte de la información se muestra a la salida. El resto de las tablas se generan con la opción PRINT. Las tablas de salida de mayor utilidad son:

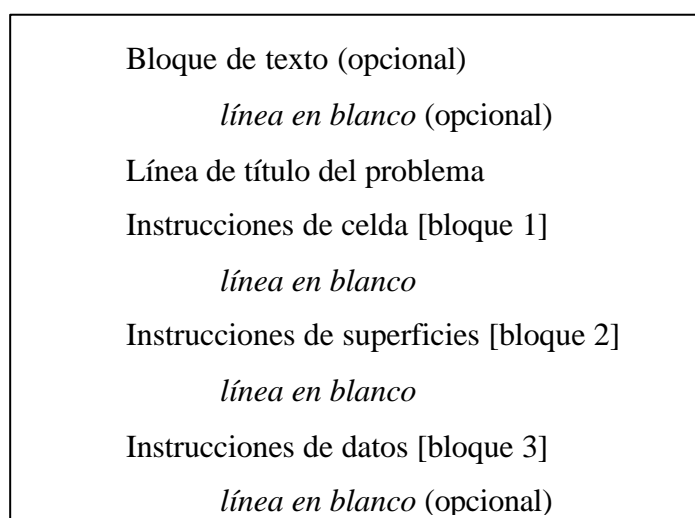
- Composición de los materiales (tabla 40 del fichero de salida de resultados)
- Volumen y masa de las celdas (tabla 50)

- Información de secciones eficaces (tabla 100)
- Variables de posición y dirección para las 50 primeras historias (tabla 150)
- Tabla resumen del problema
- Actividad en cada celda (tabla 126)
- Resultado de los *tallies*
- Análisis estadístico (tabla 160)

Además, los resultados también pueden representarse gráficamente gracias a la herramienta MCPlot, lo que permite, por ejemplo, dibujar los pulsos detectados en función de la energía.

2. CONSTRUCCIÓN DEL FICHERO DE ENTRADA AL CÓDIGO Y EJECUCIÓN

La ejecución del código necesita un fichero de entrada de datos en el que se describe el problema y que se divide en tres zonas: zona de implementación de celdas, zona de definición de superficies y zona de datos. El esquema de la estructura del fichero es el siguiente:



El bloque inicial, que es opcional, sirve de título y/o comentarios explicativos. Al menos una línea de título del problema sí es necesaria y no puede omitirse. Después de

este bloque, todas las líneas que quieran introducirse como comentarios deben ir precedidas de una letra *c*.

Los bloques 1 y 2 especifican la geometría del problema y están separados por líneas en blanco. El primer bloque define las regiones del espacio (celdas, en lenguaje de MCNPX) y los materiales que contiene (número identificador del material y densidad del mismo). El segundo bloque describe las superficies necesarias para delimitar esas regiones. Cada celda y superficie cuenta con un número identificador único.

El resto de las especificaciones se dan en el bloque 3, que es el bloque de datos: el tipo de partículas, la posición y características de la fuente de radiación, la descripción de los materiales, el nivel de detalle de los modelos físicos de interacción de la radiación con la materia, las técnicas de reducción de varianza, la selección de las librerías de secciones eficaces, el tipo de resultado que se desea obtener y la condición de finalización de la simulación.

Descripción geométrica y de los materiales

La unidad básica de MCNPX para construir una geometría es la celda. La descripción de los elementos del detector se ha realizado mediante la definición de celdas (o regiones espaciales) limitadas por superficies cilíndricas y planas, y con el uso de operadores booleanos que permiten realizar uniones e intersecciones entre ellas. Cada celda está rellena con un material, el cual se define mediante su densidad y composición. La estructura de la implementación de celdas en el código es la siguiente:

ID_celda ID_m_i densidad delimitación

donde,

ID_celda es el número identificador de la celda.

ID_m_i es el número que indica el material que forma la celda. Si es igual a 0, indica que esta celda está formada por vacío.

<i>densidad</i>	es la densidad del material. Puede indicar una densidad atómica (átomos/cm ³) si el número es positivo, o una densidad másica (g/cm ³) si es negativo.
<i>delimitación</i>	indica las superficies que delimitan la celda mediante el uso de operadores booleanos. La unión de todas las celdas debe cubrir todo el espacio, es decir, no pueden quedar regiones sin definir.

Cada superficie delimitadora de las celdas se define de acuerdo a una línea de código con la siguiente estructura:

ID_superf tipo_superf parámetros

donde,

<i>ID_superf</i>	es el número identificador de la superficie
<i>tipo_superf</i>	es un nombre propio que indica el tipo de superficie
<i>parámetros</i>	son los valores de los parámetros que definen la ecuación de la superficie.

Para la descripción geométrica de un maniquí tomográfico (o tipo *voxel*) se utiliza una característica de MCNPX que es la repetición de estructuras, que hace posible el describir una sola vez cualquier estructura que aparezca repetida a lo largo de la geometría del problema. El usuario puede especificar que una celda está rellena con un cierto universo. Un universo puede ser un conjunto de celdas o una red. Cada universo tiene un número identificativo, de tal forma que cada celda que pertenezca a ese universo está asociada a ese número. Las instrucciones de MCNPX relacionadas con la repetición de estructuras son:

<i>LIKE m BUT</i>	para hacer una celda equivalente a otra excepto en alguna característica
<i>U</i>	especifica a qué universo pertenece la celda
<i>FILL</i>	especifica con qué universo se rellena una celda
<i>TRCL</i>	define celdas idénticas pero trasladadas en el espacio
<i>LAT</i>	para definir una serie de prismas

Con la ayuda de estas instrucciones, se ha definido una red de prismas que cubre el total del cuerpo. Cada una de las posiciones está ocupada por un cubo del tamaño del *voxel* de la tomografía con un cierto universo en su interior, cada uno de ellos con un número identificador. Todos los cubos son iguales, salvo en el material que contienen, y que será el correspondiente al órgano identificado en el proceso de segmentación de las imágenes. Usando esta repetición de estructuras, cada *voxel* de la información anatómica segmentada está relacionado con una celda, que está asociada a un número de universo, que a su vez representa un cierto tejido.

Un ejemplo sencillo de generación de un maniquí de cuerpo humano se muestra en la Figura III.1, en el que sólo se distinguen 3 tejidos. Se define el primero de los *voxels* como un cubo relleno de aire y el resto son repeticiones de este cubo pero rellenos de otros tejidos hasta que se haya cubierto toda la geometría deseada. Este tipo de construcción geométrica es especialmente interesante para la descripción de problemas en los que los objetos y sus límites no se pueden definir mediante formulaciones geométricas sencillas.

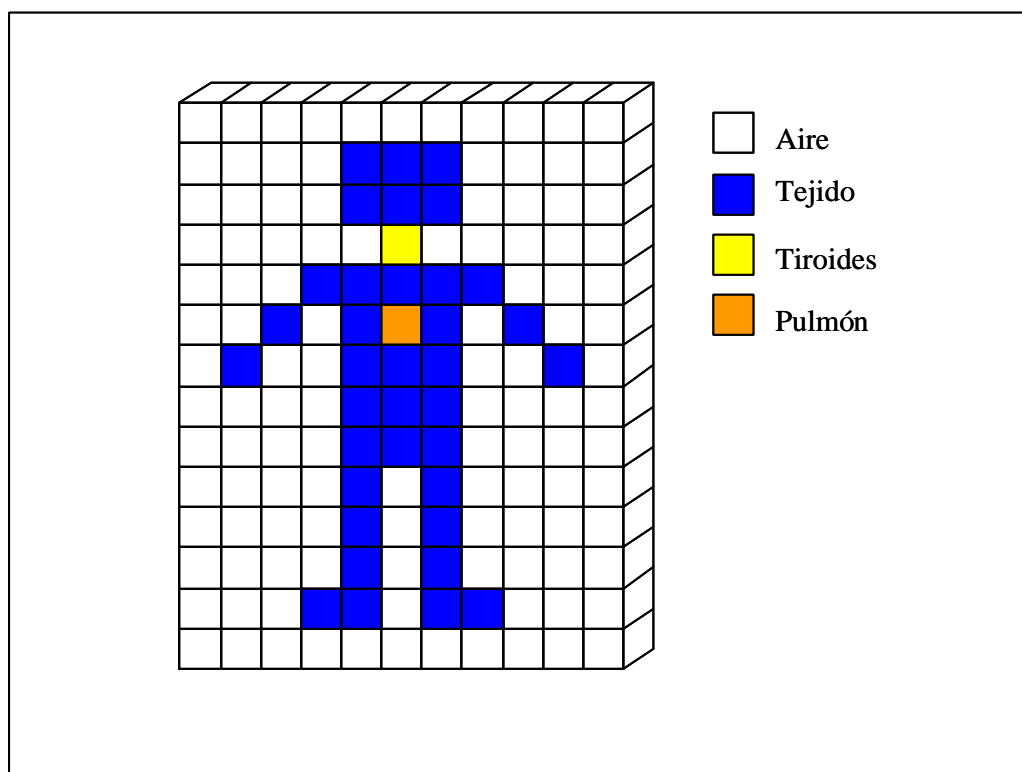


Figura III.1. Ejemplo de repetición de celdas para generar un maniquí.

MCNPX tiene capacidad suficiente para manejar geometrías descritas con un número enorme de *voxels* con unos tiempos y requisitos de memoria razonables.

Las características de los materiales se describen en el bloque de datos. Un material se define con las fracciones atómicas o másicas de los elementos que lo forman, los cuales se identifican mediante un número identificador *ZZZAAA.ID*, siendo *ZZZ* el número atómico, *AAA* el másico e *ID* el identificador de la librería de secciones eficaces. Así, por ejemplo, el material correspondiente al músculo definido en las recomendaciones ICRU se expresa de la siguiente manera:

```
m1 1000.02p -0.102 6000.02p -0.143 7000.02p -0.034 8000.02p -0.710
    11000.02p -0.001 15000.02p -0.002 16000.02p -0.003 17000.02p -0.001
    19000.02p -0.004
```

Los tres ceros corresponden al número másico y serían necesarios para identificar el isótopo, pero para transporte de fotones y electrones no se necesita. El signo negativo de la fracción hace ver que se trata de fracciones másicas. El identificador 02p indica la librería MCPLIB02 para fotones. El valor de la densidad del material se indica en la definición de la celda.

Descripción de la fuente

Para definir la fuente se ha utilizado la instrucción general SDEF con los siguientes parámetros:

```
SDEF X=D1 Y=D2 Z=D3 CEL=D4 PAR=2 ERG=D5
```

donde,

<i>X, Y, Z</i>	son las coordenadas de posición de la fuente
<i>CEL</i>	identifica la celda
<i>PAR</i>	es el parámetro que indica el tipo de partícula emitida por la fuente (<i>PAR=2</i> significa que se trata de una fuente de fotones)
<i>ERG</i>	es la energía en MeV de la partícula emitida. Este parámetro puede tener un valor único o bien llevar asociada una cierta

distribución D_i , en la que la variable puede tomar diferentes valores especificados por una distribución SI_i , con probabilidades asociadas dadas en SP_i .

En este caso particular, para simular la contaminación de ^{241}Am en el maniquí, se ha supuesto una fuente uniformemente distribuida en el hueso, es decir, todos los *voxels* que corresponden a tejido óseo tienen la misma probabilidad de emitir un fotón, y dentro de cada *voxel* el fotón puede emitirse desde cualquier posición.

Las variables de posición de la fuente se han definido mediante distribuciones de probabilidad tipo histograma, con los valores espaciales que limitan el *voxel*:

$$\begin{aligned} SI1 H & x1 \quad x2 \\ SP1 D & 0. \quad 1. \end{aligned}$$

La variable que indica la celda de origen de la emisión se ha expresado mediante una distribución discreta con igual probabilidad para todos sus valores, que para estructuras repetidas se expresa de la forma:

$$\begin{aligned} SI5 L & C_1 < C_2[i j k] < C_3 \\ SP5 & 1 \quad 1 \quad 1 \quad \dots \end{aligned}$$

que indica que la celda C_1 (el *voxel*) está dentro de una malla C_2 (la red de cubos que cubre todo el espacio), ocupando la posición $i j k$ y que a su vez, está dentro de la celda C_3 (el maniquí anatómico completo).

La energía de emisión de los fotones del ^{241}Am tampoco es un valor único, [Wahl 1999], y su distribución de probabilidad se expresa de la forma:

$$\begin{aligned} SI5 L & 0.01393 \quad 0.01761 \quad 0.0210 \quad 0.026345 \quad 0.059541 \\ SP5 & 0.132 \quad 0.1861 \quad 0.0482 \quad 0.024 \quad 0.359 \end{aligned}$$

Modelo de interacción de las partículas

Las interacciones de fotones con la materia pueden tratarse según el modelo simple o el detallado, lo cual se especifica mediante la instrucción *PHYS:P*. Como vimos anteriormente, estos modelos tratan cada fenómeno de interacción de manera distinta.

El modelo simple puede utilizarse para tratar fotones de muy alta energía o casos en que se pueda considerar que los electrones son libres, pero a bajas energías el tratamiento detallado es el adecuado, puesto que el scattering coherente es significativo.

La generación de electrones debido a las interacciones fotones puede tratarse de tres formas. Pueden crearse electrones que serán almacenados para su posterior transporte; puede suponerse la creación de electrones, pero asumiendo que son inmediatamente aniquilados con la consiguiente emisión de fotones de bremsstrahlung; y por último, puede suponerse que no hay creación de electrones y asumir un depósito local de energía.

La estructura de la instrucción *PHYS:P* es la siguiente:

PHYS:P EMCPF IDES NOCOH ISPN NODOP

donde,

<i>EMCPF</i>	es el parámetro que indica el límite superior de energía para el tratamiento físico detallado. Por encima de este valor se usa el modelo simple
<i>IDES</i>	controla la generación de electrones. IDES=0/1 indica que la radiación de Bremsstrahlung se incluye/ignora para el MODE P y, para el MODE P E, que la producción y transporte de electrones es/no es tomada en cuenta
<i>NOCOH</i>	indica si el scattering coherente ocurre o se ignora. NOCOH=0/1 supone que sí/no tiene lugar
<i>ISPN</i>	es el parámetro de control de producción fotonuclear. ISPN=-1/0/1 indica que las interacciones fotonucleares se tratan de manera análoga / no se usa / presenta un cierto sesgo

NODOP permite el ensanchamiento Doppler en energías (por la velocidad de los electrones ligados). *NODOP*=0/1 indica que sí/no tiene lugar.

La descripción de la física del transporte de electrones se hace mediante la instrucción *PHYS:E*, seguida de una serie de valores de los parámetros:

PHYS:E EMAX IDES IPHOT IBAD ISTRG BNUM XNUM RNOK ENUM NUMB

donde,

EMAX es el valor máximo de energía de los electrones en MeV
IDES controla la producción de electrones debido a fotones. *IDES*=0/1 activa/desactiva la producción de electrones
IPHOT controla la producción de fotones por parte de electrones. *IPHOT*=0/1 activa/desactiva la producción de fotones
IBAD controla el tipo de distribución angular de bremsstrahlung. *IBAD*=0/1 indica distribución detallada/simplificada
ISTRG especifica el tratamiento de pérdida continua de energía en cada paso como resultado de múltiples colisiones individuales
BNUM, *XNUM*, *RNOK* y *ENUM* son parámetros para introducir un cierto sesgo para determinadas clases de electrones o procesos de producción de fotones: los fotones de bremsstrahlung, los fotones de rayos X, los electrones knock-on y la generación de electrones secundarios
NUMB genera radiación de bremsstrahlung en cada paso del electrón.

El tratamiento elegido para la física de las distintas partículas influye drásticamente en el tiempo de ejecución de la simulación, especialmente cuando se selecciona el transporte de electrones, que puede resultar en un tiempo de cálculo 40 veces mayor que el transporte de fotones exclusivamente. A la hora de elegir el tipo de simulación, en general, hay que valorar si el esfuerzo de cálculo revierte en una mejor estimación de la magnitud que se quiere evaluar o no compensa.

La instrucción *MODE* se utiliza seguida del indicador de la/s partícula/s para especificar qué partículas son transportadas, por ejemplo, *MODE P* indica que las únicas partículas que transportamos son fotones.

Librerías de secciones eficaces

La información de las secciones eficaces se organiza en librerías de datos que se localizan en el mismo directorio que el fichero XSDIR. Este fichero tiene formato ASCII y en él se recogen todas las tablas de datos disponibles para cada isótopo y se indica dónde encontrarlos. Si no se especifica la librería a utilizar, el programa usará la primera que encuentra en el fichero XSDIR.

Para los cálculos realizados en este trabajo se han utilizado la librería de fotones MCPLIB02 y la librería de electrones EL03.

Resultados de salida (*tallies*)

En el desarrollo de este trabajo se han utilizado dos *tallies* básicos de MCNPX para los resultados de salida. El primero es el *tally* F4 con el que se ha evaluado la fluencia de fotones alrededor del maniquí y que ha servido para optimizar la geometría de contaje. En segundo lugar, se ha utilizado el *tally* F8 que simula los pulsos generados en un detector y que se ha utilizado para obtener el espectro y evaluar la eficiencia de pico.

La instrucción del estimador F4 se especifica mediante el comando:

$$F4:pl \quad C1 \ C2 \ \dots$$

donde

pl hace referencia al tipo de partícula

Ci es la celda sobre la que se evalúa la fluencia de partículas.

La instrucción del *tally* F8 es de la forma:

$$F8:pl \quad C1 \ C2 \ ... \ T$$

donde

- C_i son las celdas que simulan el material sensible del detector
 T calcula la energía total depositada.

Este *tally* puede modificarse con los comandos *En* y *FTn* (donde *n* hace referencia al número del *tally* al que aplica) para introducir los intervalos energéticos y el ensanchamiento gaussiano necesarios para reproducir la respuesta física del detector.

E8 divide la salida del *tally* en intervalos de energía para obtener un espectro energético de las partículas. La estructura de la instrucción es la siguiente:

$$E8 \quad E1 \ ... \ Ek$$

siendo E_i el límite superior (en MeV) del intervalo *i*-ésimo. Como el primer intervalo va de 0 a E_1 , se obtienen así *k* intervalos energéticos.

El comando *FT8* se expresa de la forma:

$$FT8 \quad GEB \ a \ b \ c$$

donde *a*, *b*, *c* son los parámetros que definen el ensanchamiento del espectro de acuerdo a la expresión: $FWHM = a + b\sqrt{E + cE^2}$. Las unidades de estos coeficientes son MeV, MeV^{1/2} y MeV⁻¹, respectivamente.

Reducción de varianza

No se han requerido técnicas de reducción de varianza para mejorar los resultados obtenidos. Tan solo se han usado valores de importancias para el peso estadístico de cada partícula en cada celda. La instrucción, que es de uso obligatorio para la ejecución, tiene el siguiente formato:

$$IMP:pl \ C1 \ C2... \ Cn$$

Se ha definido una celda que envuelve al resto de la geometría del problema y que tiene un tamaño suficiente como para no afectar al mismo. En dicha celda se asigna importancia cero a todas las partículas para eliminarlas de la simulación cuando entran en ella.

Número de historias

Las simulaciones se han realizado hasta alcanzar un número de historias igual a $1 \cdot 10^7$. La instrucción se escribe como sigue:

$$NPS \ N$$

siendo N el número de historias.

Hay otras formas de terminar una simulación, como son cortes de energía (*CUT* o *ELPT*) y tiempo máximo de cálculo (*CTME*). Si en un mismo problema se emplean más de una de estas sentencias de fin de simulación actuará la más restrictiva.

Ejecución

Antes de ejecutar el código, la geometría se ha verificado con el software SABRINA, para comprobar que el conjunto maniquí-sistema de detección se ha descrito de forma adecuada y sin errores de solapamientos o volúmenes sin definir. Este programa utiliza el mismo fichero de entrada que MCNPX y proporciona una vista tridimensional de la geometría del problema. Para la medida de distancias se visualizan planos bidimensionales en los que comprobar, por ejemplo, la distancia del detector al cuerpo.

La ejecución se realiza en el ordenador de supercomputación Fenix en sistema batch mediante un script como el que sigue:

```
#BSUB -q 24p_3d
#BSUB -24
#BSUB -o /disco02/ima/moraleda/stdoutn1.out
#BSUB -o /disco02/ima/moraleda/errorn1.out
export dir= /disco02/ima/moraleda/
mpirun -np 24 prctl -fpassist=silent MCNPX name=input
```

Es conveniente realizar una primera ejecución de control con un número bajo de historias para, en primer lugar comprobar que no hay errores en la definición del problema, y en segundo lugar tener una estimación del tiempo de cálculo requerido para obtener una cierta precisión en el resultado. Si el tiempo es muy elevado, es conveniente revisar el problema e introducir alguna técnica de reducción de varianza que mejore la eficiencia de cálculo.

APÉNDICE IV: EJEMPLO DE SINTÁXIS DEL ARCHIVO DE ENTRADA PARA MCNPX CORRESPONDIENTE A UN MANIQUÍ TOMOGRÁFICO

```

c 1st line of mcnp input file
c MC modelling for in vivo measurement of Am in a knee phantom.
c Spitz phantom. Resolution 2*5*2
c
c cells
1 1 -.1050E+01 -2 u= 1 imp:p=1
2 like 1 but mat= 2 rho=-.1180E+01 u= 2 imp:p=1
3 like 1 but mat= 3 rho=-.1205E-02 u= 3 imp:p=1
4 0 -1 fill= 4 imp:p=1
5 0 -2 lat=1 u= 4 imp:p=1
fill=0: 78 0: 74 0:109
3 5882r 1 4r 3 5680r 1 7r 3 69r 1 8r 3 68r 1 10r 3 66r 1 12r 3
5441r 1 2r 3 72r 1 10r 3 66r 1 12r 3 64r 1 13r 3 64r 1 14r 3 62r
1 16r 3 61r 1 17r 3 5280r 1 2r 3 72r 1 10r 3 66r 1 13r 3 63r 1
15r 3 61r 1 16r 3 60r 1 18r 3 59r 1 18r 3 58r 1 20r 3 57r 1 21r
3 5041r 1 5r 3 70r 1 9r 3 66r 1 13r 3 63r 1 15r 3 61r 1 16r 3
60r 1 18r 3 58r 1 20r 3 57r 1 21r 3 55r 1 22r 3 55r 1 23r 3 54r
1 23r 3 53r 1 24r 3 4880r 1 8r 3 67r 1 12r 3 64r 1 15r 3 62r 1
16r 3 60r 1 18r 3 58r 1 19r 3 57r 1 21r 3 55r 1 23r 3 53r
-----
-----suprimidas 1410 lineas-----
-----
c detectors: 1 pair of detectors
c
99999 0 99 imp:p=0 $ outside
1000 3 -.1205E-02 1 -99 510 520 imp:p=1 $ aire alrededor
c
c Detector 1.1
111 51 -1.55 -511 530 -531 imp:p=1 $ carbon window
112 52 -5.32 -511 533 -5341 imp:p=1 $ Ge (dead layer)
113 52 -5.32 -511 5341 -537 imp:p=1 $ Ge (active vol)
114 53 -1. 512 -513 536 -538 imp:p=1 $ insulator
115 54 -8.96 511 -513 535 -538 #114 imp:p=1 $ crystal holder
116 55 -7.9 (511 -515 530 -532):(514 -515 532 -538):(-515 538 -539)
imp:p=1 $ end cap
117 0 -515 531 -538 #112 #113 #114 #115 #116
imp:p=1 $ vacio
c
c Detector 1.2
121 51 -1.55 -521 530 -531 imp:p=1 $ carbon window
122 52 -5.32 -521 533 -5342 imp:p=1 $ Ge (dead layer)
123 52 -5.32 -521 5342 -537 imp:p=1 $ Ge (active vol)
124 53 -1. 522 -523 536 -538 imp:p=1 $ insulator
125 54 -8.96 521 -523 535 -538 #124 imp:p=1 $ crystal holder
126 55 -7.9 (521 -525 530 -532):(524 -525 532 -538):(-525 538 -539)
imp:p=1 $ end cap
127 0 -525 531 -538 #122 #123 #124 #125 #126
imp:p=1 $ vacio
c
c blank line here

```

```

c surfaces
  1 rpp  0.000  15.800  0.000  37.500  0.000  22.000
  2 rpp  0.000   0.200  0.000   0.500  0.000   0.200
99 so 100
c Detector 1.1 cylinders
510 1 rcc 0 -4.125 0 0 0 3.457 4.125
511 1 c/z 0 -4.125 3.5      $ Ge
512 1 c/z 0 -4.125 3.6      $ internal crystal holder
513 1 c/z 0 -4.125 3.817    $ external crystal holder
514 1 c/z 0 -4.125 3.968    $ internal end cap
515 1 c/z 0 -4.125 4.125    $ external end cap
c
c Detector 1.2 cylinders
520 1 rcc 0  4.125 0 0 0 3.457 4.125
521 1 c/z 0  4.125 3.5      $ Ge
522 1 c/z 0  4.125 3.6      $ internal crystal holder
523 1 c/z 0  4.125 3.817    $ external crystal holder
524 1 c/z 0  4.125 3.968    $ internal end cap
525 1 c/z 0  4.125 4.125    $ external end cap
c
c Detectors 1.1/1.2 planes
530  1 pz 0      $ front carbon window
531  1 pz 0.06   $ thickness carbon window
532  1 pz 0.157  $ thickness end cap
533  1 pz 0.56   $ front Ge crystal
5341 1 pz 0.5607 $ dead layer detector 1.1
5342 1 pz 0.5607 $ dead layer detector 1.2
535  1 pz 0.66   $ front crystal holder
536  1 pz 1.53   $ front insulator
537  1 pz 3.06   $ end Ge cristal
538  1 pz 3.3    $ rear end cap
539  1 pz 3.457  $ thickness end cap
c
c blank line here

mode p
phys:p
sdef erg=d5  x d1  y d2  z d3  cel=d4  par=2
si1 h  0.000  0.200
sp1 d  0.      1.
si2 h  0.000  0.500
sp2 d  0.      1.
si3 h  0.000  0.200
sp3 d  0.      1.
si4 l  (2<5[33 74 18]<4) (2<5[34 74 18]<4) (2<5[33 73 19]<4)
      (2<5[34 73 19]<4) (2<5[32 74 19]<4) (2<5[33 74 19]<4)
      (2<5[34 74 19]<4) (2<5[32 72 20]<4) (2<5[33 72 20]<4)
      (2<5[32 73 20]<4) (2<5[33 73 20]<4) (2<5[34 73 20]<4)
      (2<5[31 74 20]<4) (2<5[32 74 20]<4) (2<5[33 74 20]<4)
      (2<5[34 74 20]<4) (2<5[33 71 21]<4) (2<5[32 72 21]<4)
      (2<5[33 72 21]<4) (2<5[31 73 21]<4) (2<5[32 73 21]<4)
      (2<5[33 73 21]<4) (2<5[30 74 21]<4) (2<5[31 74 21]<4)
      (2<5[32 74 21]<4) (2<5[33 74 21]<4) (2<5[34 74 21]<4)
      (2<5[33 70 22]<4) (2<5[31 71 22]<4) (2<5[32 71 22]<4)
      (2<5[33 71 22]<4) (2<5[31 72 22]<4) (2<5[32 72 22]<4)
      (2<5[33 72 22]<4) (2<5[30 73 22]<4)
-----
-----suprimidas 5051 lineas-----
-----
sp4  1  20241r

```

```

c gamma emission Am (Wahl 1999)
si5 1 0.01393 0.01761 0.021 0.02635 0.059541
sp5 0.132 0.1861 0.0482 0.024 0.359
c tally
c Energy distribution of pulses
f8:p 113 123
e8 0 1e-5 5.2145e-3 245i 70.7490e-3
ft8 GEB 3.461e-4 1.650e-3 0
c Transformation (displacement and rotation) to situate detectors
c 1.1/1.2
*TR1 7 15 24
c
c materials (ICRU 46 1992)
c muscle tissue
m1 1000. -0.102 6000. -0.143 7000. -0.034 8000. -0.710 &
    11000. -0.001 15000. -0.002 16000. -0.003 17000. -0.001 &
    19000. -0.004
c trabecular bone
m2 1000. -0.085 6000. -0.404 7000. -0.028 8000. -0.367 &
    11000. -0.001 12000. -0.001 15000. -0.034 16000. -0.002 &
    17000. -0.002 19000. -0.001 20000. -0.074 26000. -0.001
c air
m3 7000. -0.755 8000. -0.232 18000. -0.013
c materials detector
m51 6000 -0.715 1000 -0.126 8000 -0.159 $ Carbon epoxy
m52 32000 -1 $ Ge
m53 1000 -0.09 6000 -0.38 17000 -0.53 $ insulator
m54 29000 1 $ Cu (crystal holder)
m55 6000 -0.0015 55000 -0.02 28000 -0.01 &
    52000 -0.17 58000 -0.07 56000 -0.7285 $ stainless steel (end cap)
nps 1e7
print

```


APÉNDICE V: MACROS DE IMAGEJ PARA SEGMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE IMÁGENES

Segment3

```
// peak-valley thresholding segmentation
// for three materials (air-tissue-bone equivalents)

requires("1.34m");
nlow=0; nhigh=255;
Dialog.create("Thresholds estimation");
Dialog.addMessage("Set low / high thresholds estimations (0-255)");
Dialog.addNumber("low threshold:", 0);
Dialog.addNumber("high threshold:", 255);
Dialog.show();
nlow = Dialog.getNumber();
nhigh = Dialog.getNumber();

run("Duplicate...", "title=segmented3_image.tif duplicate");
getHistogram(gray,count,256);

// looking for three local maxima
nmax1=0;
cmax1=0;
for (n=0; n<nlow; n++) {
    if (count[n]>cmax1) {
        nmax1=n;
        cmax1=count[n];
    }
}
cmax=cmax1;
nmax2=0;
cmax2=0;
for (n=nlow; n<nhigh; n++) {
    if (count[n]>cmax2) {
        nmax2=n;
        cmax2=count[n];
    }
}
if (cmax2>cmax) { cmax=cmax2; }
nmax3=0;
cmax3=0;
for (n=nhigh; n<=255; n++) {
    if (count[n]>cmax3) {
        nmax3=n;
        cmax3=count[n];
    }
}
if (cmax3>cmax) { cmax=cmax3; }

// looking for two local minima
```

```

nmin1=0;
cmin1=cmax;
for (n=nmax1; n<=nmax2; n++) {
    if (count[n]<cmin1) {
        nmin1=n;
        cmin1=count[n];
    }
}
nmin2=0;
cmin2=cmax;
for (n=nmax2; n<=nmax3; n++) {
    if (count[n]<cmin2) {
        nmin2=n;
        cmin2=count[n];
    }
}

// reduce gray levels to three
for (k=1; k<=nSlices; k++) {
    setSlice(k);
    changeValues(0,nmin1-1,0);
    changeValues(nmin2+1,255,255);
    changeValues(nmin1,nmin2,nmax2);
}

// remove isolated pixels using a 3x3 median filter
Dialog.create("Thresholds estimation");
Dialog.addMessage("Remove isolated pixels \n using a 3x3 median filter?");
Dialog.addCheckbox("YES",0);
Dialog.show()
if (Dialog.getCheckbox()) {
    run("Despeckle", "stack");
}

```

CreateVXPHANTOM

```
// ImageJ application to create ASCII files describing voxel phantom geometry
// Input: any segmented images stack
// Output: vxgeom.dat, vxmat.dat, vxsource.dat, vxtally.dat
// The output files can be used with VCMCNP to generate
// the corresponding input file for MCNP/MCNPX
// last update: July 3, 2006
// by J.M. Gomez-Ros (CIEMAT, Spain)
// E-mail: jm.gomezros@ciemat.es
```

```
requires("1.35r");
```

```
var tissue = newArray(257);
var source = newArray(257);
var material_id = newArray(257);
var material_name = newArray(257);
var material_density = newArray(257);
```

```
tissue[0]=0;
material_id[0]=0;
material_name[0]=0;
material_density[0]=0;
for (n=1; n<=256; n++) {
    tissue[n]=0;
    material_id[n]=n;
    material_name[n]="material"+n;
    material_density[n]=1;
}
```

```
// identify background color
setSlice(1);
pxoutside=getPixel(1,1);
```

```
// set maximum values for coordinates in the original phantom
// X axis is the horizontal (width) direction
// Y axis is the vertical (height) direction
// Z axis is directed towards increasing slice numbers
imax0=getWidth();
jmax0=getHeight();
kmax0=nSlices();
```

```
//set the smallest parallelepiped containing the phantom
imin=imax0;
imax=1;
jmin=jmax0;
jmax=1;
kmin=kmax0;
```

```

kmax=1;

ipx0=0;
for (k=1; k<=kmax0; k++) {
    setSlice(k);
    for (j=0; j<=jmax0; j++) {
        for (i=0; i<=imax0; i++) {
            px=getPixel(i,j);
            if (px == 0) { ipx0=1; }
            if (px != pxoutside) {
                if (i < imin) { imin=i; }
                if (i > imax) { imax=i; }
                if (j < jmin) { jmin=j; }
                if (j > jmax) { jmax=j; }
                if (k < kmin) { kmin=k; }
                if (k > kmax) { kmax=k; }
            }
        }
    }
}

// voxels labelled '0' will be re-labelled '256'
if (ipx0) {
    Dialog.create("warning");
    Dialog.addMessage("voxels labelled '0' will be re-labelled '256'");
    Dialog.show();
}

// duplicate the stack excluding outside voxels
run("Duplicate...", "title=vxphantom.tif duplicate");
setTool(0);
makeRectangle(imin, jmin, imax-imin+1, jmax-jmin+1);
run("Crop");
if (kmax<kmax0) {
    setSlice(kmax0);
    for (k=kmax0; k>=kmax+1; k--) {
        run("Delete Slice");
    }
}
if (kmin>1) {
    setSlice(kmin-1);
    for (k=kmin-1; k>=1; k--) {
        run("Delete Slice");
    }
}

// ask for operations to be performed
Dialog.create("OUTPUT options");
Dialog.addMessage("OUTPUT files options");
Dialog.addCheckbox("generate voxel phantom data file (vxgeom.dat)", true);
Dialog.addCheckbox("set-up materials properties file (vxmat.dat)", true);
Dialog.addCheckbox("generate source location file (vxsource.dat)", true);

```

```

Dialog.addCheckbox("generate tally file (vxtally.dat)", true);
Dialog.show()
igeom=Dialog.getCheckbox();
imat=Dialog.getCheckbox();
isource=Dialog.getCheckbox();
itally=Dialog.getCheckbox();

// save voxel phantom data excluding outside voxels
// voxels labelled '0' will be re-labelled '256'
// origin of coordinates system for referring voxels position (i=1,j=1,k=1)
// is the top, right pixel in slice 1
// X axis is the horizontal (width) direction (RIGHT TO LEFT)
// Y axis is the vertical (height) direction (TOP TO BOTTOM)
// Z axis is directed towards increasing slice numbers
if (igeom) {
    if (File.exists("vxgeom.dat")) {
        Dialog.create("warning");
        Dialog.addMessage("VXGEOM.DAT already exists\nDelete?");
        Dialog.show();
        File.delete("vxgeom.dat");
    }
    f=File.open("vxgeom.dat");
}
getVoxelSize(dx,dy,dz,unit);
nx=getWidth();
ny=getHeight();
nz=nSlices();
if (igeom) {
    print(f, dx);
    print(f, dy);
    print(f, dz);
    print(f, nx);
    print(f, ny);
    print(f, nz);
}
ntissues=0;
for (k=1; k<=nz; k++) {
    setSlice(k);
    for (j=0; j<=ny; j++) {
        for (i=0; i<=nx; i++) {
            px=getPixel(i,j);
            if (px == 0) { px=256; }
            inew=1;
            for (n=0; n<=ntissues; n++) {
                if (px == tissue[n]) { inew=0; }
            }
            if (inew == 1) {
                ntissues=ntissues+1;
                tissue[ntissues]=px;
            }
            i1=nx-i; //X axis is numbered from right to left
            j1=j+1;
            if (igeom) { print(f, i1 + " " + j1 + " " + k + " " + px); }
        }
    }
}

```

```

    }
}
if (igeom) {
    File.close(f);
}
if (pxoutside==0) { pxoutside=256; }

// order tissues index numbers
for (n=0; n<=ntissues; n++) {
    for (n1=n+1; n1<=ntissues; n1++) {
        if (tissue[n1] < tissue[n]) {
            x=tissue[n];
            tissue[n]=tissue[n1];
            tissue[n1]=x;
        }
    }
}

if (imat) {
    // ask for information about material number
    // material name and material density should be associated
    // to every tissues/organs
    ntiss1=1;
    ntiss2=20;
    do {
        if (ntiss2>ntissues) { ntiss2=ntissues; }
    // material number
        text="" +ntiss1+ " to "+ntiss2+ " of "+ntissues+ " tissues/organs";
        Dialog.create("Materials for tissues/organs");
        Dialog.addMessage("Indicate material number for every tissue/organ");
        Dialog.addMessage(text);
        for (n=ntiss1; n<=ntiss2; n++) {
            Dialog.addNumber(tissue[n], material_id[n]);
        }
        Dialog.show()
        for (n=ntiss1; n<=ntiss2; n++) {
            material_id[n]=Dialog.getNumber();
        }
    // material name
        Dialog.create("Materials for tissues/organs");
        Dialog.addMessage("Indicate material name (1 word) for every tissue/organ");
        Dialog.addMessage(text);
        for (n=ntiss1; n<=ntiss2; n++) {
            Dialog.addString(tissue[n], material_name[n]);
        }
        Dialog.show()
        for (n=ntiss1; n<=ntiss2; n++) {
            material_name[n]=Dialog.getString();
        }
    // material density (g/cm3)
        Dialog.create("Materials for tissues/organs");
        Dialog.addMessage("Indicate material density (g/cm3) for every tissue/organ");
        Dialog.addMessage(text);
        for (n=ntiss1; n<=ntiss2; n++) {

```



```

        Dialog.addString(tissue[n], material_density[n]);
    }
    Dialog.show()
    for (n=ntiss1; n<=ntiss2; n++) {
        material_density[n]=Dialog.getNumber();
    }
    ntiss1=ntiss1+20;
    ntiss2=ntiss2+20;
} while (ntiss1<ntissues)

// save materials properties data
if (File.exists("vxmat.dat")) {
    Dialog.create("warning");
    Dialog.addMessage("VXMAT.DAT already exists\nDelete?");
    Dialog.show();
    File.delete("vxmat.dat");
}
f=File.open("vxmat.dat");
for (n=1; n<=ntissues; n++) {
    print(f, tissue[n]+" "+material_id[n]+" "+material_name[n]+" "+material_density[n] );
}
File.close(f);
}

if (isource) {
// ask for information about in what tissues/organs
// a uniformly distributed source should be placed
Dialog.create("Source tissues/organs");
Dialog.addMessage("Source tissues/organs");
for (n=0; n<=ntissues; n++) {
    if (tissue[n] != pxoutside) { Dialog.addCheckbox(tissue[n], false); }
}
Dialog.show()
for (n=0; n<=ntissues; n++) {
    if (tissue[n] != pxoutside) { source[n]=Dialog.getCheckbox(); }
}

// save voxel source data
if (File.exists("vxsource.dat")) {
    Dialog.create("warning");
    Dialog.addMessage("VXSOURCE.DAT already exists\nDelete?");
    Dialog.show();
    File.delete("vxsource.dat");
}
f=File.open("vxsource.dat");
for (n=0; n<=ntissues; n++) {
    if (source[n]) { print(f,tissue[n]); }
}
File.close(f);
}

if (italy) {
// ask for information about what tissues/organs

```

```
// should be tallied
Dialog.create("Tallied tissues/organs");
Dialog.addMessage("Tallied tissues/organs");
for (n=0; n<=ntissues; n++) {
    if (tissue[n] != pxoutside) { Dialog.addCheckbox(tissue[n], false); }
}
Dialog.show()
for (n=0; n<=ntissues; n++) {
    if (tissue[n] != pxoutside) { source[n]=Dialog.getCheckbox(); }
}

// save tallied voxel data
if (File.exists("vxtally.dat")) {
    Dialog.create("warning");
    Dialog.addMessage("VXTALLY.DAT already exists\nDelete?");
    Dialog.show();
    File.delete("vxtally.dat");
}
f=File.open("vxtally.dat");
for (n=0; n<=ntissues; n++) {
    if (source[n]) { print(f,tissue[n]); }
}
File.close(f);
}

// final messages
Dialog.create("ASCII data files created");
Dialog.addMessage("ASCII data files created in ImageJ directory");
if (igeom) { Dialog.addMessage(" - VXGEOM.DAT: voxel phantom geometry"); }
if (imat) { Dialog.addMessage(" - VXMAT.DAT: table of materials"); }
if (isource) { Dialog.addMessage(" - VXSOURCE.DAT: source voxels"); }
if (italy) { Dialog.addMessage(" - VXTALLY.DAT: voxel to be tallied"); }
Dialog.show()
```